

Aus der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde der Friedrich-Schiller-Universität Jena
(Direktor: Prof. Dr. med. habil. E. Beleites)

**SPIROMETRISCHE MODELLUNTERSUCHUNG ZUM EINFLUß VON
TRACHEALSTENOSEN AUF DIE ATEMFUNKTION IN ABHÄNGIGKEIT
VON STENOSENQUERSCHNITT, -LÄNGE UND –ANZAHL**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von
DANIELA BECKER
geboren am 20.11.1974 in Sömmerda

Gutachter

1. Prof. Dr. med. habil. E. Beleites

Klinik und Poliklinik für Hals- Nasen- Ohrenkrankheiten
Lessingstrasse 2
07740 Jena

2. Prof. Dr. Dr. C. Kroegel

Klinik für Innere Medizin IV
Erlanger Allee 101
07740 Jena

3. PD Dr. med. D. Eßer

Klinik Für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
Nordhäuserstr. 74
99089 Erfurt

Tag der öffentlichen Verteidigung:

03.03.2003

Inhaltsübersicht

1 EINLEITUNG	1
1.1 TRACHEALSTENOSEN - GRUNDLAGEN	1
1.1.1 ÄTIOLOGIE	1
1.1.2 SYMPTOMATIK	2
1.1.3 STENOSENART	3
1.2 DIAGNOSTIK VON ATEMWEGSOBSTRUKTIONEN	4
1.2.1 LUNGENFUNKTIONSANALYSE - METHODEN	4
1.2.2 LUNGENFUNKTIONSPARAMETER UND FORMANALYSE DER FLUß-VOLUMEN-KURVE	6
1.3 ZIELSETZUNG DIESER ARBEIT	8
2 MATERIAL, METHODEN, BEARBEITUNG	9
2.1 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG	9
2.1.1 UNTERSUCHTES PROBANDENKOLLEKTIV	9
2.1.1.1 Einschlußkriterien	9
2.1.1.2 Ausschlußkriterien	9
2.1.2 VERSUCHSABLAUF	10
2.1.2.1 Gruppeneinteilung	10
2.1.2.2 Probandeneinweisung und Durchführung	11
2.1.3 VERSUCHSAUFBAU	12
2.1.3.1 Verwendete Materialien und Geräte	12
2.1.3.2 Darstellung und Beschreibung der Geräteanordnung	16
2.1.3.3 Softwareentwicklung	17
2.1.3.4 Bedienoberfläche (Programmbedienung)	18
2.1.4 DATENAUFNAHME	19
2.2 DATENBEARBEITUNG UND AUSWERTUNG	21
2.2.1 RINGBLENDEN	21
2.2.1.1 Friedman- Test	22
2.2.1.2 Wilcoxon Test	22
2.2.2 DOPPELSTENOSEN UND LANGSTRECKIGE STENOSEN	23
3 ERGEBNISSE	24
3.1 RINGBLENDEN	24
3.1.1 BLICKDIAGNOSE	24
3.1.1.1 Expiration	24
3.1.1.2 Inspiration	25
3.1.1.3 Zusammenfassung	26

3.1.2	ÄNDERUNG DER KLASSISCHEN SPIROMETRIEPARAMETER IN ABHÄNGIGKEIT VOM STENOSENQUERSCHNITT	27
3.1.2.1	Expiration	27
3.1.2.2	Inspiration	31
3.1.3	ÄNDERUNG DER NEUEN SPIROMETRIEPARAMETER IN ABHÄNGIGKEIT VOM STENOSENQUERSCHNITT	34
3.1.3.1	Expiration	34
3.1.3.2	Inspiration	37
3.1.4	GEMEINSAME BETRACHTUNG KLASSISCHER UND NEUER SPIROMETRIEPARAMETER	40
3.1.4.1	Expiration	40
3.1.4.2	Inspiration	41
3.1.5	STATISTISCHE ZUSAMMENHÄNGE	42
3.1.5.1	Wilcoxon Test	42
3.1.5.1.1	Expiration	42
3.1.5.1.2	Inspiration	44
3.1.5.2	Friedman-Test	45
3.1.5.2.1	Expiration	45
3.1.5.2.2	Inspiration	47
3.2	DOPPELSTENOSEN	49
3.2.1	EXPIRATION	49
3.2.2	INSPIRATION	51
3.2.3	ZUSAMMENFASSUNG	53
3.3	LANGSTRECKIGE STENOSEN	55
3.3.1	EXPIRATION	55
3.3.2	INSPIRATION	57
3.3.3	ZUSAMMENFASSUNG	59
4	DISKUSSION	61
5	ZUSAMMENFASSUNG	79
6	LITERATURVERZEICHNIS	82

Abkürzungsverzeichnis

EVC	expiratorische Vitalkapazität
FEV1	forciertes Expirationsvolumen in der ersten Sekunde = 1-Sekundenkapazität = expiratorischer Tiffeneau-Test
FIV1	forciertes Inspirationsvolumen in der ersten Sekunde = 1-Sekundenkapazität = inspiratorischer Tiffeneau-Test
FVC	forcierte Vitalkapazität
IVC	inspiratorische Vitalkapazität
MEF _{x%}	maximal expiratorischer Fluß bei x % ausgeatmeter FVC
MIF _{x%}	maximal inspiratorischer Fluß bei x % eingeatmeter FVC
MMEF	maximaler mittelexpiratorischer Fluß
MMIF	maximaler mittelinspiratorischer Fluß
P	Pressure, Druck
PEF	Peak expiratory flow
PIF	Peak inspiratory flow
R	Resistance, Widerstand

1 Einleitung

1.1 Trachealstenosen - Grundlagen

Veränderungen in den Dimensionen der Trachea sind von klinischer Relevanz, da durch diesen Teil der Luftwege die gesamte Atemluft strömen muß und es unter physiologischen Bedingungen keinen Ersatzweg gibt. Obwohl Trachealstenosen im klinischen Alltag sehr viel seltener sind als Atemstörungen infolge von Erkrankungen der kleinen Atemwege wie z.B. Asthma bronchiale, Emphysem oder chronische Bronchitis, haben sie eine große Bedeutung (vgl. GABATHULER/BÜHLMANN 1976). Eine Einengung des Querschnitts im Bereich der Trachea verursacht zusätzliche Widerstände, die sich strömungsphysikalisch ungünstig auf den Luftdurchsatz und damit auf die Atemarbeit auswirken (vgl. BIRKE/KUP 1971). So konnte für eine Verkleinerung des Tracheallumens auf die Hälfte eine 7-fache Erhöhung des normalen Widerstands in den oberen Luftwegen ermittelt werden (vgl. COMROE/FOWLER 1951). Folge für den Patienten kann je nach Schweregrad der Trachealstenose eine Leistungsminderung bis zur vitalen Gefährdung mit Atemnot und Erstickung sein (vgl. TOPHAM/EMPEY 1974).

1.1.1 Ätiologie

Trachealstenosen können angeboren oder erworben sein:

- Angeborene Verengungen der Trachea sind meist Folge einer Tracheomalazie oder der Persistenz segelförmiger Membranen (vgl. BERGHAUS et al. 1996). Als sekundäre angeborene Stenosierungen der Trachea kann man Einengungen durch die herznahen großen Gefäße, bedingt durch Anomalien des Aortenbogens, der brachiocephalen Gefäße oder durch rechtsseitigen Ursprung der linken Pulmonalarterie, bezeichnen.
- Häufiger sind jedoch erworbene Stenosen. Eine zunehmende Bedeutung gewinnen hier vor allem die durch Langzeitintubation und Tracheotomie verursachten Trachealstenosen im Rahmen einer Intensivtherapie (vgl. ECKEL 1999). So muß bei 30 % der dauerintubierten Patienten mit einer Stenose gerechnet werden (vgl. HUTAS et al. 1974). Die Striktur kann dabei lediglich einen Knorpelring betreffen oder sich über eine Länge von 2-5 Knorpelspangen röhrenförmig ausstrecken. Weitere Ursachen sind intraluminale Raumforderungen durch benigne oder maligne Neubildungen sowie eine Kompression der

Trachea von außen durch Strumen oder Tumoren. Seltener findet man Entzündungen (z.B. Tracheitis), Autoimmunerkrankungen (z.B. Wegener-Granulomatose) oder Traumata als Grundlage für eine Stenosierung.

1.1.2 Symptomatik

In Abhängigkeit vom Grad der Stenosierung, der Stenosenart, der Lokalisation als auch der psychischen und physischen Verfassung des Patienten, sind unterschiedliche Folgeerscheinungen einer Trachealstenose zu erwarten. Zusätzlich können die funktionellen Auswirkungen durch malazische Komponenten im Bereich der Stenose modifiziert werden (vgl. STRAUSS et al. 1989). Die klinischen Erscheinungsbilder sind demzufolge äußerst variabel und zeigen eine breit gefächerte Symptomatik. Neben in- und expiratorischer Dyspnoe, zunächst vornehmlich während Belastung, stehen Stridor, Heiserkeit, Störungen der Stimme sowie Husten im Vordergrund (vgl. STRAUSS et al. 1989; BORKENSTEIN et al. 1978; MINNIGERODE 1971; KELLER 1979; NOLTE/ULMER 1967). Diese Symptome sind jedoch vollkommen unspezifisch (vgl. KORKENSTEIN et al. 1978). So können sich Stenosen der Trachea auch hinter einer asthma- oder emphysemartigen Symptomatik verbergen (vgl. MILLER/HYATT 1969; SIEMON/THOMA 1976).

Die Ausprägung der Symptomatik korreliert selten mit dem Schweregrad der Stenose (vgl. BERGHAUS et al. 1996; LANGNICKEL 1976). Da die Patienten oft in der Lage sind, Einengungen der Atemwege über einen längeren Zeitraum ohne erhebliche subjektive Beschwerden zu ertragen (vgl. FENDEL 1967), sind diese Symptome meist erst bei höhergradiger Obstruktion deutlich objektivierbar (vgl. BORKENSTEIN et al. 1978). Die Kompensation einer Stenose der oberen Luftwege ist dabei stark von der Leistung des Gesamtorganismus des Patienten abhängig. Allgemeine Parameter wie der Allgemein- und Kräftezustand, das Alter, das Geschlecht, der Leistungswille und die kardiopulmonale Situation des Patienten spielen eine entscheidende Rolle (vgl. MLYNSKI et al. 1971). Untersuchungen von BÜHLMANN über das Verhalten von gesunden Versuchspersonen bei Atmung durch künstliche Stenosen konnten die außerordentliche Anpassungsfähigkeit des Organismus besonders bei sportlich trainierten beweisen (vgl. BÜHLMANN 1948).

In der Literatur findet man unterschiedliche Angaben, ab welchem Stenosendurchmesser eine klinische Symptomatik beim Patienten auftritt. Von einigen Autoren wird angenommen, daß erst eine Einengung der Trachea um 2/3 des Lumens zu Beschwerden führt, wobei jedoch Lokalisation und Art der Stenose eine wesentliche Rolle spielen (vgl. FUCHSIG et al. 1963;

FENDEL 1967; KUMMER/OPPOLZER 1975). Während Patienten mit einem Stenosendurchmesser von 10 mm noch weitestgehend symptomlos sind, beobachteten ACRES/KRYGER und AL-BAZZAZ et al. ab einer Einengung der Stenose auf 8 mm eine anstrengungsabhängige Dyspnoe und ab 5 mm Stridor (vgl. ACRES/KRYGER 1981; AL-BAZZAZ et al. 1975).

1.1.3 Stenosenart

Symptome wie subjektive Atemnot und Stridor der Patienten stimmen nicht bei allen Stenosen gleichen Durchmessers überein. Es bestehen Unterschiede, die nicht nur mit dem Restlumen der Stenose, sondern auch mit der Stenosenform zusammenhängen (vgl. BIRKE/KUP 1971). Diese Aussage wurde von FENDEL bestätigt, der darauf hinwies, daß besonders im Hinblick auf die turbulente Strömung die geometrische Form und die Länge der Stenose von Bedeutung sind (vgl. FENDEL 1967). MOLLARET et al. beschrieben, daß sanduhrförmige Stenosen im Gegensatz zu anderen Stenoseformen häufig keine Dyspnoe nach sich ziehen (vgl. MOLLARET et al. 1962).

Grundsätzlich kann man laut einer Einteilung von MILLER/HYATT zwischen fixierten Stenosen und variablen Stenosen unterscheiden (vgl. MILLER/HYATT 1973). Fixierte Stenosen ändern ihren Durchmesser während der Respiration nicht. Variable Stenosen reagieren bei Inspiration und Expiration mit einer Durchmesseränderung (vgl. STRAUSS et al. 1989). Eine variierende Stenose ist typisch für einen Trachealkollaps. Narbenstenosen können als fixiert angesehen werden.

Eine weitere Einteilung ergibt sich aus ihrem Erscheinungsbild:

- Die Stenose in Gestalt einer Lochblende, gekennzeichnet durch einen abrupten segelförmigen Wandvorsprung, stellt die weitaus häufigste Form bei zirkulärer Schleimhautschädigung dar. Sie ist überwiegend narbig bedingt und meist als Folge iatrogenen Schädigung anzusehen. Vor allem nach Langzeitintubation beobachtet man solitäre konzentrische Narbenstenosen der Trachea (vgl. ECKEL 1999). Zur Narbensegelbildung kommt es häufig auch nach Tracheotomie. Hier sieht man nicht selten subglottische zirkuläre Stenosen infolge einer Ringknorpelperichondritis oder Narbensegelbildung an Stellen eines durch Kanülendruck bedingten Dekubitus (vgl. LÖSER 1994).
- Seltener findet man Stenosen, die sich über eine längere Distanz ausdehnen. Diese *Langstreckigen Stenosen*, die meist eine Längenausdehnung über 2-3 cm zeigen (vgl.

BIRKE /KUP 1971), entstehen vorwiegend infolge einer Kompression der Trachea durch eine Struma oder einen Tumor der Schilddrüse. Unter zunehmenden Druck auf die Trachealwand können sie eine Drucknekrose der knorpeligen Trachealringe auslösen, so daß auch nach operativer Beseitigung der Ursache oftmals eine tracheomalazische Komponente bestehen bleibt (vgl. MINNIGERODE 1971; BERGHAUS et al. 1996). Auch Langzeitintubation oder Tracheotomie verursachen über eine Tracheomalazie die Entwicklung dieser Stenosenform. Nach Abheilung der Läsionen beobachtet man dabei nicht selten eine sanduhrförmige Stenosenkonfiguration.

Anfang und Ende dieser Stenosenform sind oft völlig unklar, so daß die subjektiven Einschätzungen des Endoskopikers oder Chirurgen weit auseinandergehen können (vgl. FREITAG/MACHA 1999).

- Bei einigen Patienten sieht man eine Kombination von Stenosen, so zum Beispiel subglottische und supraorifizielle als auch orifizielle und tiefe Trachealstenosen (vgl. ILBERG 1980). Man spricht dann von einer *Doppelstenose*. Früher beobachtete man sie häufig als Folge einer Intubation bei Verwendung unterschiedlich langer Tuben oder nach Einsatz von Doppelmanschettentuben. Diese finden jedoch heute kaum mehr Verwendung.

Es existieren eine Vielzahl von Untersuchungen über die Auswirkungen von Stenosen in Gestalt einer Lochblende auf die Atemfunktion. Im Gegensatz dazu bestehen bisher kaum Kenntnisse über klinische Auswirkungen, therapeutische Probleme bzw. Konsequenzen von *Langstreckigen Stenosen* und *Doppelstenosen*.

1.2 Diagnostik von Atemwegsobstruktionen

1.2.1 Lungenfunktionsanalyse - Methoden

Es gibt eine Vielzahl von diagnostischen Möglichkeiten, eine Stenose im Bereich der Trachea zu erkennen. Besonders in den 50-er und 60-er Jahren wurden Widerstandsmessungen mit Hilfe einer direkten Messung des Luftstroms durch Kehlkopf und Trachea versucht (vgl. JAEGER/MATTHYS 1968, SCHINDL 1966/1967). Diese Methode findet jedoch aufgrund ihrer Invasivität heute kaum mehr Verwendung. Darüber hinaus bieten sich weitere Untersuchungsmöglichkeiten an. Statische und dynamische, radiologische und endoskopische

Untersuchungsverfahren erlauben eine Aussage über Lokalisation, Konfiguration, Ausdehnung und Grad der Stenose. Mit Hilfe dieser Untersuchungsverfahren ist es jedoch nicht möglich, funktionelle, von der Atemphase abhängige, Veränderungen im Bereich der Stenose und der angrenzenden Segmente zu beurteilen (vgl. STRAUSS et al. 1989). So besteht häufig eine Diskrepanz zwischen der endoskopisch gefundenen Lumenweite und den subjektiven Beschwerden des Patienten (vgl. ALBEGGER/HARNONCOURT 1973; LILLIE 1964). Zur Beurteilung der Auswirkung einer Trachealstenose auf die Atemfunktion sollte deshalb eine Untersuchungsmethode angewandt werden, die vor allem funktionelle Veränderungen hinreichend erfaßt. Diesen Anforderungen gerecht wird die Lungenfunktionsanalyse. Sie stellt eine geeignete Methode zur Objektivierung einer extrathorakalen Stenose mit besonderem Augenmerk auf die funktionelle Atembehinderung dar (vgl. ALBEGGER/HARNONCOURT 1973; MOLLARET et al. 1962). Häufige Verwendung finden neben der Spirometrie, die Ganzkörperplethysmographie sowie die Oszillometrie und die Ergometrie.

Welche herausragende Bedeutung die Lungenfunktionsanalyse hinsichtlich der Beurteilung von Stenosierungen der oberen Atemwege hat, wird von verschiedenen Autoren bestätigt. SCANO et al. beispielsweise beschreiben die Lungenfunktionsanalyse als ein geeignetes Verfahren zur Erkennung von Stenoserezidiven noch vor dem Auftreten klinischer Symptome (vgl. SCANO et al. 1981). So entdeckten auch MOLLARET et al., daß bei mehreren Kranken eine Lungenfunktionsprüfung einige Jahre nach dem Trachealverschluß noch anhaltende Folgeerscheinungen zeigte (vgl. MOLLARET et al. 1962). DOROW et al. sehen ihren wesentlichen Vorteil in der Objektivierung des Therapieerfolgs mit Endoprothesen bei Trachealstenosen (vgl. DOROW et al. 1978).

Trotz der Vielzahl der diagnostischen Möglichkeiten sind uncharakteristische Erscheinungen und lange Symptomlosigkeit des Patienten der Grund dafür, daß Trachealstenosen noch immer zu spät oder gar nicht erkannt werden (vgl. LANSER et al. 1981; MINNIGERODE 1971).

Die Basis der Lungenfunktionsdiagnostik bildet die Spirometrie (vgl. HUBER/BAUR 1997). Sie stellt ein einfach durchführbares, kostengünstiges, wenig zeitaufwendiges und nicht invasives Verfahren zur Beurteilung extrathorakaler Stenosierungen dar und kann ohne größeren apparativen Aufwand durchgeführt werden. Durch die Registrierung der Volumina gegen die Zeit erhält man ein Spirogramm. Mit Hilfe eines Pneumotachographen, dessen Meßprinzip auf dem Hagen-Poiseuille-Gesetz beruht, lassen sich zusätzlich Strömungsgeschwindigkeiten messen und in Abhängigkeit von der Zeit als Fluß-Volumen-Kurve darstellen. Durch moderne elektronische Meßwertverarbeitung, mit der Möglichkeit der sofortigen Wiedergabe auf

Bildschirmen, ist die Registrierung der Fluß-Volumen-Kurve eine der meist gebräuchlichsten Lungenfunktionsanalysen.

1.2.2 Lungenfunktionsparameter und Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve

In der Literatur werden zwei Verfahren beschrieben, die geeignet sind, die ermittelten Daten und Kurven aus der Spirometrie hinsichtlich der Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion zu bewerten.

Eine Vielzahl von Untersuchungen, vor allem in den 70-er Jahren, brachten eine Reihe von Lungenfunktionsparametern und Quotienten hervor, welche für die Erkennung einer extrathorakalen Obstruktion geeignet schienen. Große Diskrepanzen der verschiedenen Autoren hinsichtlich der Bewertung der Parameter und Quotienten sowie ihre Unzuverlässigkeit in der Routinediagnostik führen jedoch im klinischen Alltag zu erheblichen Unsicherheiten bei der Interpretation ermittelter Lungenfunktionsparameter. So besteht trotz der zahlreichen Untersuchungen noch immer wenig Übereinkunft, welcher der Lungenfunktionsparameter zur Diagnostik einer trachealen Obstruktion geeignet ist (vgl. MACHA et al. 1997). In der Routinediagnostik finden heute vor allem die aus dem Spirogramm ermittelten expiratorischen und inspiratorischen *Vitalkapazitäten* sowie das *1-Sekundenvolumen* und die durch die Pneumotachographie registrierten expiratorischen und inspiratorischen Spitzenflüsse, die Flüsse bei 75, 50 und 25% der Vitalkapazität sowie *MMEF* und *MMIF* Anwendung.

Eine zweites mögliches Verfahren, das in der Lungenfunktionsanalyse einen hohen Stellenwert besitzt, ist die Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve (vgl. MILLER/HYATT 1973; STRAUSS et al. 1989; HUTAS et al. 1974). Dabei werden in- und expiratorische Atemstromstärken bei definierten Anteilen der Vitalkapazität mit Hilfe eines Diagramms dargestellt. MILLER/HYATT zeigten, daß mit der Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve eine Möglichkeit besteht, intrathorakale von extrathorakalen sowie variable, von der Atemphase abhängige, von fixierten Stenosen zu unterscheiden. Bei fixierten Stenosen beschrieben sie eine Plateaubildung als Zeichen der Flußlimitierung bei Expiration und Inspiration. Variable extrathorakale Stenosen zeigen vor allem eine inspiratorische Flußlimitierung mit einer Plateaubildung in dieser Atemphase. Variable intrathorakale Stenosen führen zu einer stärkeren Atembehinderung der Expiration und zur in der Fluß-Volumen-Kurve typischen Plateaubildung und Flußlimitierung vor allem bei der Expiration (vgl. MILLER/HYATT 1973). Fluß-Volumen-Diagramme lassen somit expiratorische und/oder inspiratorische

Flußlimitierungen mit eventueller Plateaubildung als Ausdruck einer Stenosierung der oberen Atemwege schnell erkennen (vgl. STRAUSS et al. 1989; KONIETZKO/QUERFURT 1978). Auch für HUTAS et al. ist die Trachealstenose mit Hilfe der Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve mit großer Wahrscheinlichkeit diagnostizierbar (vgl. HUTAS et al. 1974). BORKENSTEIN et al. konnten beobachten, daß eine durch Strumen bedingte Einengung der Trachea anhand klinischer Symptome und durch einfache Spirometrie erst bei fortgeschrittenen Fällen erkannt werden kann, wohingegen mittels der Fluß-Volumen-Kurve eine frühzeitige Objektivierung möglich ist (vgl. BORKENSTEIN et al. 1978).

1.3 Zielsetzung dieser Arbeit

In dieser Arbeit soll experimentell untersucht werden, welchen Einfluß fixierte Trachealstenosen auf die Atemfunktion haben und wie diese Stenosen mit Hilfe der Lungenfunktionsanalyse zu erkennen und quantifizieren sind. Als Untersuchungsmethode dient die spirometrische Atemfunktionsmessung. Dabei soll vor allem die Wirkung von Stenosendurchmesser, der Stenosenanzahl und der Stenosenlänge auf die Atemfunktion beurteilt werden. Zur Wertung der Beeinträchtigung der Atemfunktion werden verschiedene Lungenfunktionsparameter herangezogen, die von der Fluß-Volumen-Kurve bzw. dem Spirogramm ableitbar sind.

Folgende Fragen sollen beantwortet werden:

1. Können mit Hilfe der Spirometrie fixierte extrathorakale Stenosen diagnostiziert werden?
2. Welche im klinischen Alltag angewandte Spirometrieparameter zeigen die größte Aussagekraft bei der Erkennung einer fixierten extrathorakalen Stenosierung?
3. Welchen Stellenwert besitzt die Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve hinsichtlich der Diagnostik einer extrathorakalen Stenosierung?
4. Welchen Einfluß hat der Abstand zwischen zwei einfachen fixierten Stenosen gleichen Durchmessers auf die Atemfunktion? Beeinflussen sich beide Stenosen funktionell? Kann man eine *Doppelstenose* strömungsphysikalisch als Einheit betrachten? Verhält sich eine *Doppelstenose* funktionell ungünstiger als eine solitäre Stenose gleichen Durchmessers?
5. Welchen Einfluß hat die Länge einer fixierten Stenose auf die Atemfunktion? Bestehen Unterschiede zwischen *Langstreckigen Stenosen* und einfachen Stenosen gleichen Durchmessers hinsichtlich des Einflusses auf die Atemfunktion?

Zusätzliche Aufgabenstellungen:

1. Aufbau eines speziellen spirometrischen Meßplatzes, der es erlaubt, beliebige Analysen der Spirometrikurven vorzunehmen, um neue, speziell für die Diagnostik extrathorakaler Stenosen, geeignete Parameter zu finden.
2. Realisierung eines Biofeedbacks für den Probanden zur Gewährleistung reproduzierbarer Atemvolumina und Atemflußwerte.

2 Material, Methoden, Bearbeitung

2.1 Versuchsdurchführung

2.1.1 Untersuchtes Probandenkollektiv

2.1.1.1 Einschlußkriterien

Zur Auswahl kamen freiwillige Personen zwischen dem 18. und 30. Lebensjahr, die anamnestisch frei von Affektionen der Lunge und Atemwege waren.

2.1.1.2 Ausschlußkriterien

Als Ausschlußkriterien für den Versuch galten bestehende respiratorische Symptome wie Husten oder Stridor, Atemwegserkrankungen wie z.B. Asthma bronchiale, Bronchitis, Emphysem oder Tuberkulose, Herzerkrankungen sowie Stoffwechselerkrankungen. Das Fehlen von restriktiven oder obstruktiven Lungenfunktionsstörungen sowie von Erkrankungen des Herzens wurde mit Hilfe eines Fragebogens erfaßt. Probanden, bei welchen in einer kurzen klinischen Untersuchung Hinweise für eine manifeste Lungenerkrankung oder Besonderheiten der oberen Atem- und Speisewege (Lippen- Kiefer- Gaumenspalte, Tonsillenhyperplasie, Hypognathie) gefunden wurden, waren ebenfalls vom Versuch ausgeschlossen. Durch Messung der Resistance konnten erhöhte Atemwegswiderstände bei den Probanden erkannt werden. Personen mit einem Ruhe-Atemwegswiderstand $R > 3,5 \text{ hPa (l/s)}^{-1}$ durften nicht an dem Versuch teilnehmen.

Symptomfreie Allergiker wurden nicht vom Versuch ausgeschlossen. Alle Probanden waren seit mindestens 5 Jahren Nichtraucher.

Nach diesen Kriterien konnten 130 Probanden in die Untersuchung eingeschlossen werden. Die Versuchsdaten von 10 Probanden waren wegen ungenügender Compliance oder ungenügender Datenaufzeichnung nicht verwertbar, so daß 120 Personen (50 Frauen u. 70 Männer) zur Auswertung kamen. Das Durchschnittsalter aller Versuchspersonen betrug 23 Jahre. Das Durchschnittsalter bei den weiblichen Probanden lag bei 23 Jahren, bei den männlichen Probanden bei 22 Jahren. Der jüngste Teilnehmer war 18 Jahre, der älteste

Teilnehmer 30 Jahre alt. Bei der Probandengruppe handelte es sich um Studenten verschiedener Fakultäten der Friedrich-Schiller-Universität Jena sowie um Lehrlinge unterschiedlicher Fachbereiche.

35 % der untersuchten Probanden waren ehemalige Raucher und seit mindestens 5 Jahren Nichtraucher. 23 % der Probanden berichteten über Allergien, waren jedoch zum Untersuchungszeitpunkt symptomfrei. 70 % der Probanden gaben an, regelmäßig Sport zu treiben.

2.1.2 Versuchsablauf

2.1.2.1 Gruppeneinteilung

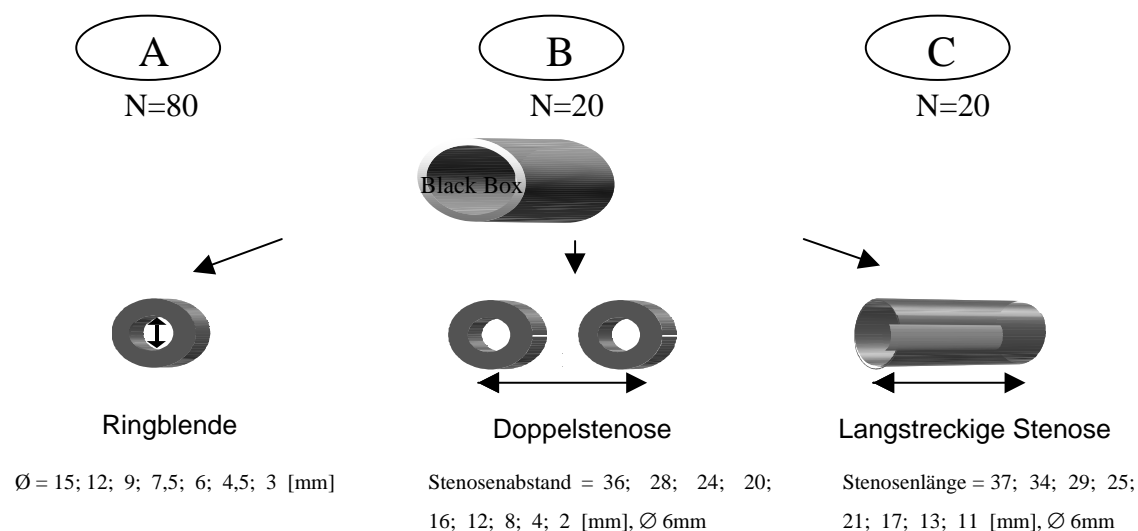


Abb. 2.1.: Versuchsgruppen

Bei unserer Untersuchung handelte es sich um eine kontrollierte Einfachblindstudie. Die Probanden wurden randomisiert in 3 Gruppen eingeteilt. Je nach Gruppe wurden den Probanden verschiedenartige *Ringblenden*, *Doppelstenosen* bzw. *Langstreckige Stenosen* vorgeschaltet (Abb. 2.1.). Die verschiedenen Stenoseformen konnten dabei für den Probanden nicht sichtbar in eine dafür angefertigte Black Box eingebracht werden.

- Bei der **Gruppe A** wurde für den Probanden nicht sichtbar in zufälliger Reihenfolge je eine von 7 *Ringblenden* mit unterschiedlichen Öffnungsdurchmessern [3; 4,5; 6; 7,5; 9;

12; 15 mm] in der Black Box vorgeschaltet (*Abb. 2.1.*). Zu jeder Blende wurden nach den Empfehlungen der AMERICAN THORACIC SOCIETY mindestens drei akzeptable expiratorische bzw. inspiratorische forcierte Atemmanöver durchgeführt (vgl. ATS 1987). Zwischen jedem Versuch wurde eine genügend lange Pause eingehalten, so daß den Probanden die Möglichkeit zur Erholung gegeben war. Insgesamt untersuchten wir in dieser Gruppe 80 Personen.

- In der **Gruppe B** wurden 20 Probanden untersucht, welche durch ebenfalls in zufälliger Reihenfolge in die Black Box eingebrachte *Doppelstenosen* mit variierendem Stenosenabstand [$l = 36; 28; 24; 20; 16; 12; 8; 4; 2$ mm] atmen mußten (*Abb. 2.1.*). Der Durchmesser der *Doppelstenosen* betrug 6 mm. Der Versuchsablauf entsprach dem der Gruppe A, d.h. zu jeder Stenose wurden mindestens 3 expiratorische bzw. inspiratorische forcierte Manöver vorgenommen. Zusätzlich erfolgten je 3 forcierte expiratorische und inspiratorische Atemversuche durch eine *Ringblende* mit einem Öffnungsdurchmesser von 6 mm.
- Das Gleiche galt für die Atmung durch *Langstreckige Stenosen*, welche in der **Gruppe C** durchgeführt wurde. Hier war vom Probanden gefordert durch eine Anzahl von 8, in zufälliger Reihenfolge einzeln in die Black Box eingebrachte Stenosen verschiedener Längen [37; 34; 29; 25; 21; 17; 13; 11 mm] (*Abb. 2.1.*) und zusätzlichen durch eine *Ringblende* mit 6 mm Innendurchmesser, zu atmen. Auch die *Langstreckigen Stenosen* hatten einen Durchmesser von 6 mm. Es wurden 20 Probanden untersucht.

2.1.2.2 Probandeneinweisung und Durchführung

Dem Probanden wurde zunächst der Zweck des Versuchs sowie der Versuchsablauf erklärt. Dann brachte man die Versuchsperson in die richtige Sitzhaltung (komfortabler Sitz, aufrechte Oberkörperhaltung). Der Proband wurde angewiesen den Kopf so zu halten, daß das Kinn leicht gehoben und der Nacken leicht extendiert war. Auf diese Position sollte vor allem bei der Expiration geachtet werden, da hier häufig die Tendenz bestand, das Kinn in Richtung Brust zu bewegen. Anschließend erfolgte die Erläuterung der Meßapparatur sowie deren Benutzung. Dabei forderten wir den Probanden auf, die Atemmaske während des Versuchs so auf Mund und Nase zu setzen, daß seitlich keine Luft entweichen konnte. Da seine Mitarbeit entscheidenden Einfluß auf die Versuchsergebnisse hatte wurde er gebeten, konzentriert und mit der bestmöglichen Anstrengung den Versuch durchzuführen. Der letzte

Schritt war die ausführliche Erläuterung des Atemmanövers. Für die Ermittlung der forcierten Expirationswerte erklärten wir den Probanden, durch die Atemmaske aus der Atemruhelage heraus langsam und so tief wie möglich durch den Mund einzuatmen, den Atem kurz anzuhalten und dann maximal schnell, vollständig auszuatmen. Erst auf ein Zeichen des Versuchsleiters sollte er mit dem Ausatmen stoppen. Für die Ermittlung der forcierten Inspirationswerte erfolgte die Anweisung, langsam und vollständig durch den Mund auszuatmen und nach einer kurzen Phase des Atemanhaltens so schnell und so tief wie möglich einzuatmen.

Nach der nun folgenden Demonstration des Meßvorgangs führten die Probanden zu Beginn normale Atemzüge durch, um sich an die Atemmechanik zu gewöhnen und um sich mit dem Gerät vertraut zu machen. Die Versuchsanordnung wurde dabei vom Probanden so vor Mund und Nase gehalten, daß eine Flexion im Halsbereich nicht möglich war.

Die Durchführung der Untersuchungen erfolgte bei allen Probanden in körperlicher Ruhe.

Durch langsames, maximales Ein- und Ausatmen wurde die inspiratorische und expiratorische Vitalkapazität bestimmt. Es erfolgte dann das forcierte Manöver zur Ermittlung der zu untersuchenden Lungenfunktionsparameter. Dabei führte der Proband zunächst eine maximal forcierte Expiration nach maximaler langsamer Einatmung aus. Das entsprechende inspiratorische Manöver, das heißt langsame maximale Ausatmung mit nachfolgender forcierter Einatmung schloß sich unmittelbar an.

Um eine optimale Mitarbeit des Probanden und damit verwertbare gute Ergebnisse zu erreichen, feuerten wir den Proband bei jedem Versuch zu maximalen Leistungen an. Weiterhin wurden zusammen mit dem Probanden nach jedem Manöver Probleme besprochen und Verbesserungsvorschläge erläutert. Wichtige Punkte im Versuchsablauf, hier besonders die Durchführung des Atemmanövers, wurden für den Probanden oft wiederholt.

Zu jedem Probanden machten wir während des Versuchs Notizen. Dabei wurde sowohl seine Mitarbeit beurteilt als auch das Auftreten von verschiedenen Reaktionen wie zum Beispiel Husten.

2.1.3 Versuchsaufbau

2.1.3.1 Verwendete Materialien und Geräte

- **Atemwiderstandsmeßgerät:** Bei jeder der drei Gruppen wurde vor Versuchsbeginn eine Atemwegswiderstandsmessung mit Hilfe des *Atemwiderstandsmeßgeräts IfM E 1.1 des*

Instituts für Medizintechnik Frankfurt Oder durchgeführt, um eventuelle Atemwegsaffektionen auszuschließen (Oszillationsverfahren).

- **Atemmaske**
- **Verbindungsstücke:** Ein Verbindungsstück befand sich zwischen der Atemmaske und der Black Box. Ein aus zwei Teilen zusammengesetztes zweites Verbindungsstück verband Black Box und Fleisch'sche Düse. Das Verbindungsstück zwischen Atemmaske und Black Box konnte je nach Stenosenlänge unterschiedlich weit in die Black Box vorgeschoben werden und war mit einer Feststellschraube in der Box befestigbar. Das zweite Verbindungsstück konnte auf die Black Box aufgesteckt werden und war rutschfest in die Fleisch'sche Düse einsteckbar.
- **Black Box:** Bei der Black Box handelte es sich um eine speziell angefertigte Röhrenkonstruktion aus Aluminium (*Abb. 2.2.*). Die insgesamt 10 cm lange Röhre war in zwei Abschnitte mit unterschiedlichem Außendurchmesser geteilt. Der erste 22 mm lange Anteil der Röhre besaß einen Außendurchmesser von 34 mm, wogegen der zweite Anteil nur 26 mm stark war. Auch innerhalb des Rohres waren zwei unterschiedliche Maße zu finden. Der vordere Abschnitt mit einem Innendurchmesser von 24 mm hatte eine Länge von 50 mm. Der zweite, hintere Röhrenanteil besaß einen 22 mm starken Innendurchmesser. Am vorderen Teil der Box mit dem größeren Außendurchmesser befand sich eine Schraube zur Befestigung des Verbindungsstückes zur Atemmaske.

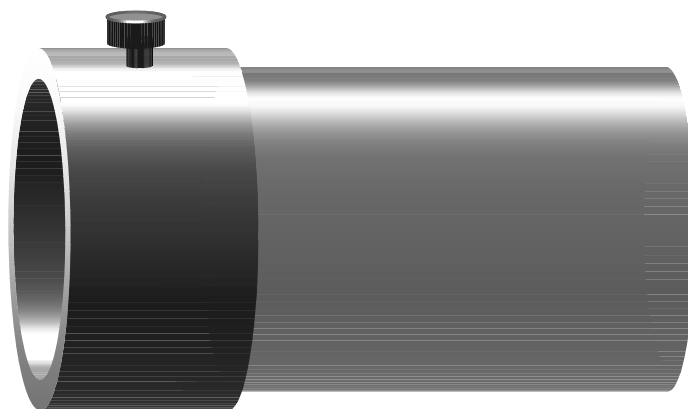


Abb. 2.2.: Black Box

- **Künstliche Stenosen:** Die Black Box diente der Aufnahme der unterschiedlichen künstlichen Atemwiderstände (*Abb. 2.3.*). Die Stenosen hatten dabei einen knapp kleineren Außendurchmesser im Vergleich zum Innendurchmesser des größeren, ersten

Anteils des Hohlzylinders. Das Außenmaß der Stenosen war jedoch größer als das Innenmaß des kleineren Anteils der Röhre. Somit wurde die jeweils ausgewählte Stenose fest an ihrem Platz am Ende des großen Anteils des Hohlzylinders gehalten. Mittels dieses Aufbaus war ein schnelles Wechseln der Stenosen für die unterschiedlichen Versuche möglich. Als künstliche Stenosen verwendeten wir als drei unterschiedliche Systeme *Ringblenden*, *Doppelstenosen* und *Langstreckigen Stenosen*. Diese wurden ebenfalls aus Aluminium hergestellt.

- ❖ Die *Ringblenden* stellten im Außendurchmesser von 23,8 mm große 1 mm dicke Scheiben dar. Bei einer Anzahl von 7 verschiedenen Blenden, die wahlweise in das System eingebracht werden konnten, variierte dabei der Innendurchmesser. Die erste mit dem Öffnungsdurchmesser von 15 mm entsprach dabei der Weite der Öffnungsfläche der Atemmaske. Bei den folgenden wurde eine Öffnungsfläche mit einem Durchmesser von 12; 9; 7,5; 6; 4,5 und 3 mm gewählt. Die Flächenverhältnisse der Öffnung betrugen damit 177; 113; 64; 44; 28; 16 und 7 mm² (Tab. 2.1.). Dies entsprach einem Verhältnis von 1:25 von der freien bis zur maximal behinderten Atmung.

Ringblenden- nummer	Öffnungsdurchmesser [mm]	Öffnungsfläche [mm ²]	Öffnungsfläche [%]
0	15	177	100
1	12	113	64
2	9	64	36
3	7,5	44	25
4	6	28	16
5	4,5	16	9
6	3	7	4

Tab. 2.1.: Verwendete Ringblenden

- ❖ Die *Doppelstenosen* setzten sich aus zwei *Ringblenden* von 1mm Dicke und einem Innendurchmesser von 6 mm und dazwischen geschalteten in ihrer Länge variierenden Verbindungsstücken zusammen. Die Verbindungsstücke dienten zur

variablen Gestaltung des Abstandes zwischen den *Ringblendenstenosen*. Die Öffnungsfläche dieser Stücke wurde mit 15 mm Durchmesser gewählt, so daß kein Einfluß auf den Atemwiderstand möglich war. Der Außendurchmesser betrug 23,8 mm. Für die Verbindungsstücke wählten wir eine Länge von 36; 28; 24; 20; 16; 12; 8; 4 und 2 mm.

- ❖ Als Langstreckige Stenosen dienten Hohlzylinder mit konischen Enden und einem Öffnungsdurchmesser von 6 mm. Der Neigungswinkel der Kegelstümpfe betrug 30°. Die Hohlzylinder variierten lediglich in ihrer Länge. Dabei wurden artifizielle Stenosen mit Längen von 37; 34; 29; 25; 21; 17; 13 und 11 mm in die Black Box eingebracht.

Verbindungsstücke, Black Box und künstliche Stenosen wurden nach vom Verfasser entworfenen technischen Zeichnungen in der Zentralwerkstatt der Friedrich-Schiller-Universität Jena hergestellt.

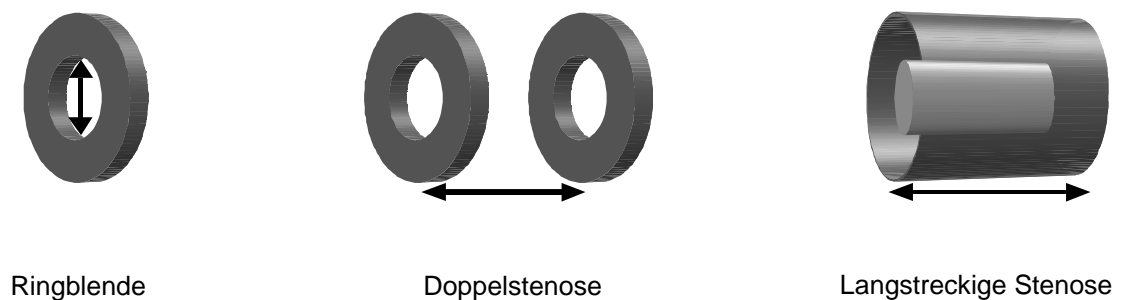


Abb. 2.3.: In die Black Box eingebrachte künstliche Stenosen

- **Fleisch'sche Düse:** Sie stellte ein Meßsystem dar, in welchem die Strömung mittels paralleler Röhren laminarisiert wurde (Abb. 2.4.). Es handelte sich dabei um ein feinmaschiges Sieb, dessen Widerstand so klein gehalten wurde, daß Ein- und Ausatemstrom des Probanden nicht beeinflußt werden konnte. Die Druckdifferenzen vor und hinter dem Sieb waren dabei beruhend auf dem Hagen-Poiseuille-Gesetz der herrschenden Strömungsgeschwindigkeit direkt proportional.
- **Sensor:** Verwendet wurde der *Niederdrucksensor 163PC01D36* der Firma *Honeywell* (Druckbereich $-12,5$ bis $+12,5$ mbar, Meßempfindlichkeit 200 mV/mbar,

Temperaturkompensation), mit welchem proportional zum Differenzdruck der Fleisch'schen Düse eine Spannung ausgegeben wurde.

- **A/D Wandlerkarte:** Mit Hilfe einer A/D Wandlerkarte (*AT-MIO-16DE-10* von *National Instruments Corporation*) wurde das analoge Signal, d.h. die Spannung, in ein digitales Signal umgewandelt.

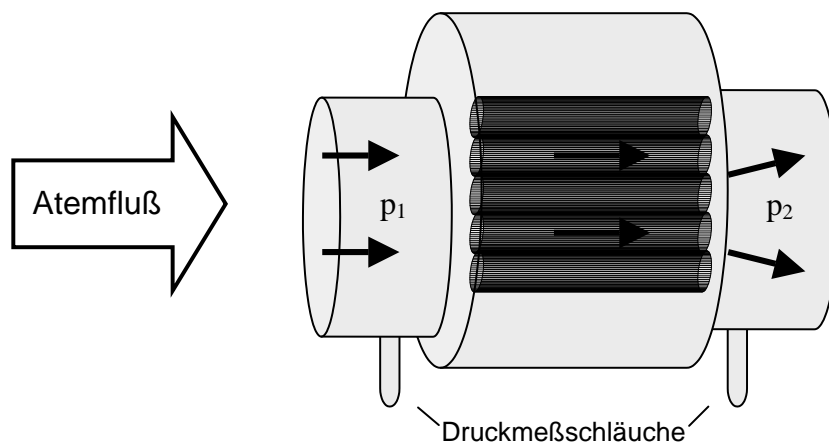


Abb. 2.4.: Fleisch'sche Düse

2.1.3.2 Darstellung und Beschreibung der Geräteanordnung

Abbildung 2.5. zeigt eine Darstellung der in unserem Versuch verwendeten Geräte. Die Atemmaske konnte über das Verbindungsstück mit der Black Box verbunden werden. Dabei wurde das Verbindungsstück rutschfest in die Atemmaske gesteckt. Das freie Ende des Verbindungsstückes wurde in den vorderen Anteil der Black Box mit dem Innendurchmesser von 24 mm eingeschoben und konnte hier mit unterschiedlicher Tiefe (je nach Stenosenlänge) mittels der Feststellschraube fixiert werden. Zwischen Verbindungsstück und dem hinteren Anteil der Röhre von 22 mm Innendurchmesser wurde die jeweilige Stenose eingebracht. Der hintere Anteil der Black Box konnte mit Hilfe des zweiten Verbindungsstücks an der Fleisch'schen Düse befestigt werden. Von der Unterseite der Düse führten zwei Schläuche zum Sensor. Der erste Schlauch diente zur Messung des Drucks p_1 , welcher vor dem in der

Fleisch'schen Düse befindlichen feinmaschigen Netz meßbar war. Der zweite Schlauch bestimmte den Druck p_2 , welcher hinter dem Widerstand eruiert war. Der Sensor wurde mit einem Kabel mit der A/D Wandlerkarte am Rechner verbunden.

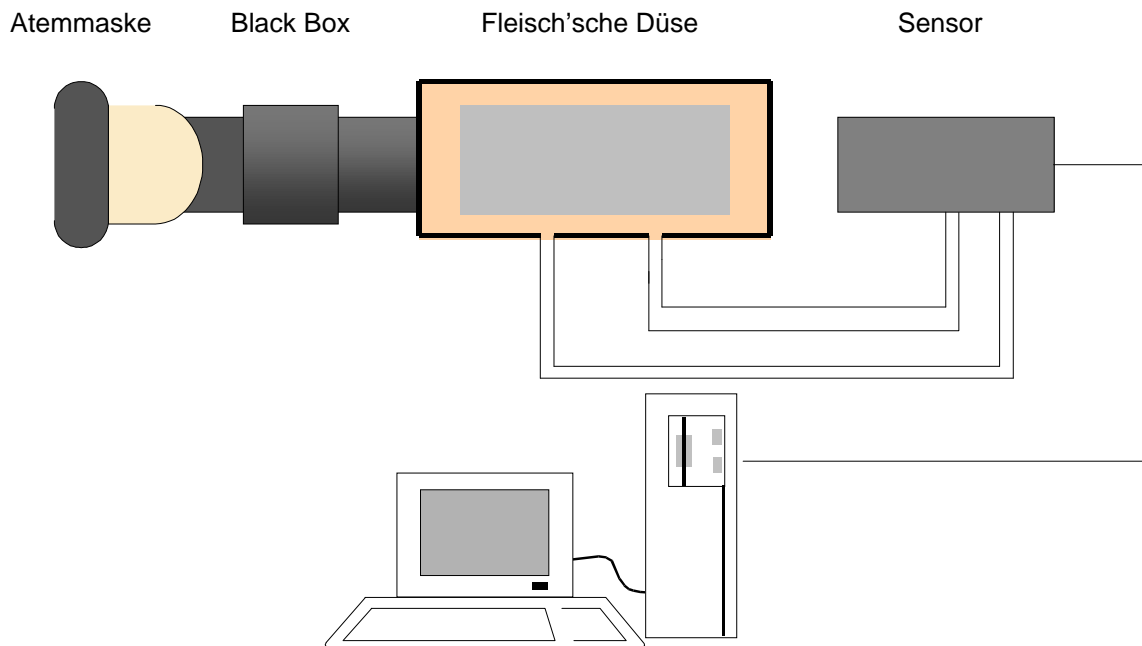


Abb. 2.5.: Versuchsaufbau

2.1.3.3 Softwareentwicklung

Zur Interpretation der von der Fleisch'schen Düse gelieferten Daten entwickelten wir mittels der objektorientierten Programmiersprache G über *Lab view (National Instruments)* ein Programm. Innerhalb dieses Programmes konnte aus der aufgenommenen Spannung, dem Eichwert (33,6858) und dem Off Set, welcher über eine Calibrierungsschleife aus 2000 Werten ermittelt wurde, der Atemstrom berechnet werden ($\text{Spannung} \times \text{Eichwert} + \text{Off Set}$). Bei Integration des Atemstroms über die Zeit ergab dies den zugehörigen Volumenwert. Die somit ermittelten Atemflußwerte, die geatmeten Volumenwerte und die dazu benötigte Zeit standen damit für die Auswertung zur Verfügung. Die Aufnahme der Werte erfolgte mit einer Abtastfrequenz von 500 Hz. Die Bedienung des Programms konnte mit Hilfe einer graphischen Oberfläche erfolgen (Abb. 2.6.).

Aufzeichnung des Atemflusses

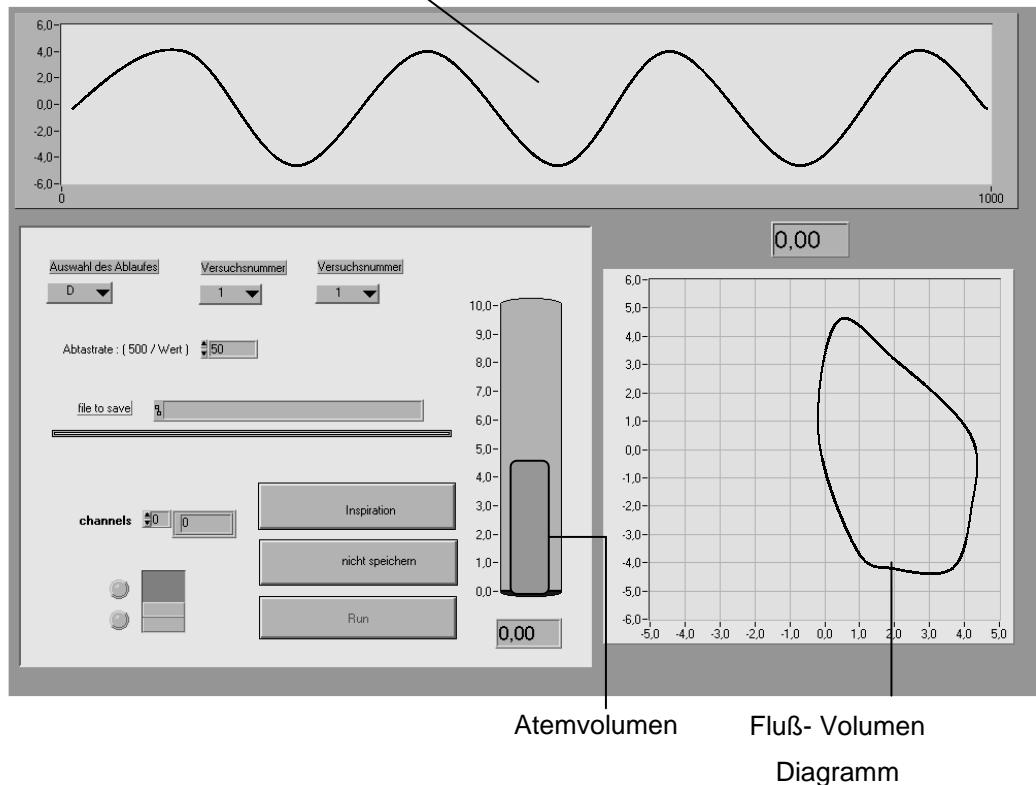


Abb. 2.6.: Bedienoberfläche

2.1.3.4 Bedienoberfläche (Programmbedienung)

Die auf dem Bildschirm sichtbare graphische Oberfläche zur Programmbedienung beinhaltete verschiedene Diagramme und Dialogfenster (Abb. 2.6.). Am oberen Bildrand wurde während des Versuchs der fortlaufenden Atemstroms in l/s dargestellt. In der unteren linken Bildhälfte befand sich ein Dialogfenster, in welchem mittels verschiedener Button die einzelnen Versuchsgruppen (Ablauf), die Stenosennummern (Versuchsnummer 1) sowie die Anzahl der jeweiligen Atemmanöver (Versuchsnummer 2) eingestellt werden konnten. Über einen zusätzlichen Button konnte die Abtastfrequenz angegeben werden. Weitere Schaltflächen dienten der Einstellung von Expiration oder Inspiration, der Speicherung der Daten und dem Starten bzw. Stoppen des Meßvorganges. Durch einen an Größe zunehmenden und abnehmenden Balken innerhalb eines Displays in Form eines Zylinders konnte während des Atemversuchs das aktuell geatmete Volumen angezeigt werden. Dies ermöglichte für jeden

Probanden die visuelle Kontrolle seines Atemmanövers. Im rechten unteren Feld stellte sich für jedes Atemmanöver die zugehörige Fluß-Volumen-Kurve dar.

Zur Ermittlung der klassischen und neuen Lungenfunktionsparameter schrieben wir in *Lab view* ein weiteres Programm. In diesem konnten aus den Rohdaten Fluß, Volumen und Zeit für die Inspiration *VC*, *FVC*, *FLÄCHE UNTER DER KURVE*, *PIF*, *MIF75*, *MIF50*, *MIF25*, *MMIF*, *FIV1*, *WIDTH*, *DELAY*, *FALLTIME*, *RISETIME*, *PLATEAULÄNGE* und für die Expiration *VC*, *FVC*, *FLÄCHE UNTER DER KURVE*, *PEF*, *MEF75*, *MEF50*, *MEF25*, *MMEF*, *FEV1*, *WIDTH*, *DELAY*, *FALLTIME*, *RISETIME* und *PLATEAULÄNGE* ermittelt werden. Die Rohdaten wurden mit Hilfe eines Medianfilters geglättet.

Die *FLÄCHE UNTER DER KURVE* bestimmten wir mit Hilfe der numerischen Integration.

2.1.4 Datenaufnahme

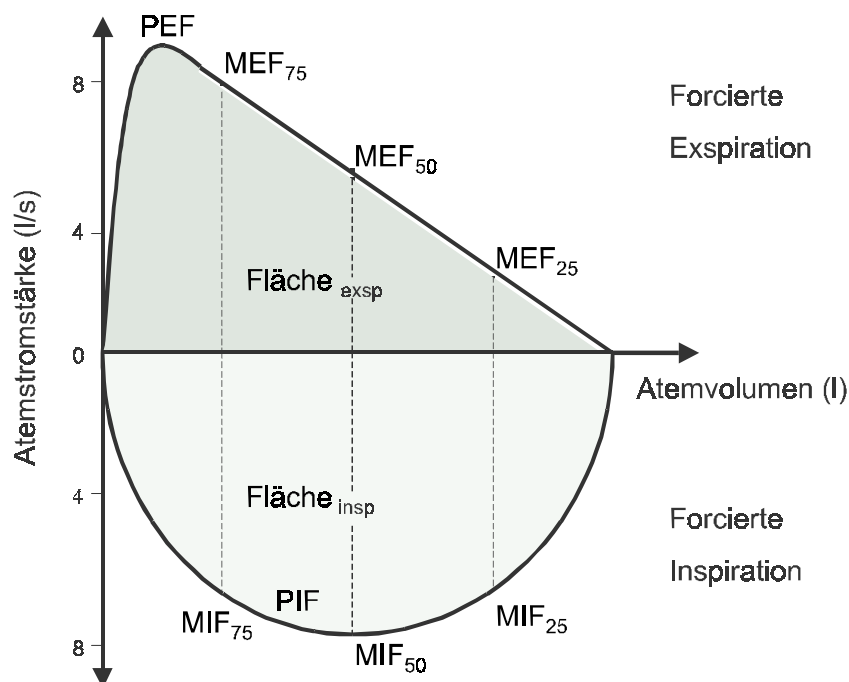


Abb. 2.7.: Neue und klassische Parameter

Bei allen Probanden wurden folgende Parameter ermittelt:

- inspiratorische und expiratorische Vitalkapazität (*EVC*, *IVC*) sowie forcierte inspiratorische und expiratorische Vitalkapazität (*FVC*) (Abb. 2.7.)
- maximaler expiratorischer und inspiratorische Fluß (*PEF*, *PIF*) (Abb. 2.7.)

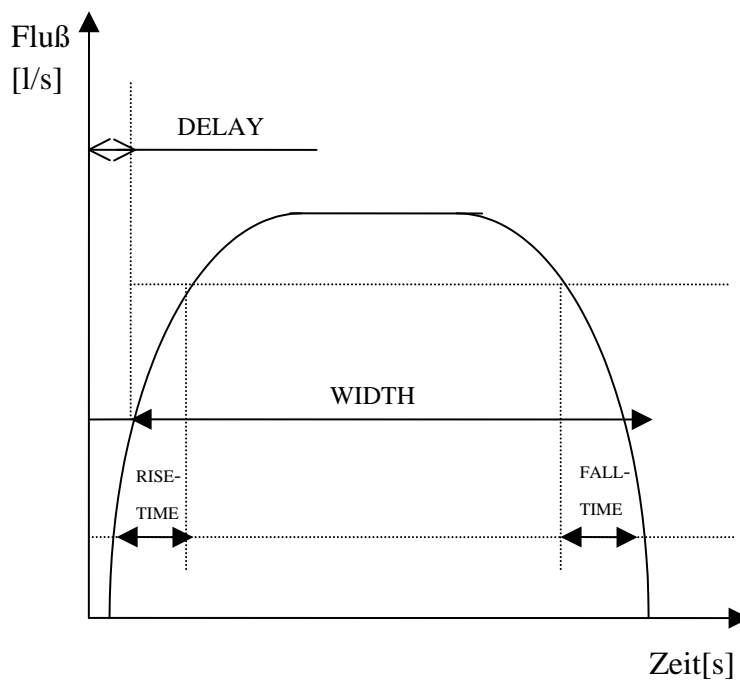
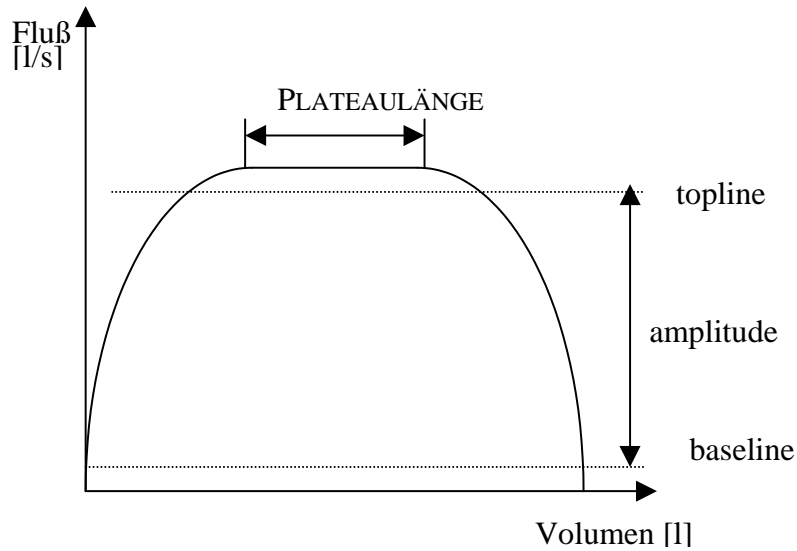


Abb. 2.8.: Neue Parameter

In der Versuchsgruppe A wurden zusätzlich folgende Parameter aufgezeichnet:

- maximale expiratorische und inspiratorische Flußwerte bei 75%, 50% und 25% der noch auszuatmenden bzw. einzuatmenden Vitalkapazität (**MEF75**, **MEF50**, **MEF25**, **MIF75**, **MIF50**, **MIF25**) (Abb. 2.7.)
- mittlerer forcierter expiratorischer bzw. inspiratorischer Fluß zwischen 25%-75% der forcierten Vitalkapazität (**MMEF**, **MMIF**)

- forciertes expiratorisches und inspiratorisches 1-Sekundenvolumen (***FEV₁***, ***FIV₁***)
- **neue Parameter** (Abb. 2.7., Abb. 2.8.):
 - inspiratorische und expiratorische Fläche unter der Fluß-Volumen-Kurve (***FLÄCHE UNTER DER KURVE***)
 - ***WIDTH***: Differenz zwischen risetime und falltime bei 50% der an- bzw. abfallenden Amplitude (Amplitude = Differenz zwischen topline (aktiver Puls) und baseline (inaktiver Puls))
 - ***DELAY***: Differenz zwischen Meßzeitbeginn und Zeit bei 50% des Amplitudenanstiegs
 - ***FALLTIME***: Zeitdifferenz zwischen 90% und 10% der abfallenden Amplitude
 - ***RISETIME***: Zeitdifferenz zwischen 10% und 90% der ansteigenden Amplitude
 - ***PLATEAULÄNGE***

2.2 Datenbearbeitung und Auswertung

2.2.1 Ringblenden

Zur Bewertung der klassischen und neuen Spirometrieparameter wurden alle Parameter für jede *Ringblende* bestimmt. Da zu jeder Ringblende mindestens 3 inspiratorische und 3 expiratorische Atemmanöver durchgeführt wurden, war es zunächst notwendig, den jeweils besten Versuch zu bestimmen, da nur dieser zur Auswertung kommen sollte. Nach den Kriterien der AMERICAN THORACIC SOCIETY galt dabei jenes forcierte expiratorische Manöver als Bestes, welches in der Summe aus *FVC* und *FEV₁* den höchsten Wert erreichte (vgl. ATS 1991, ATS 1987, ATS 1995; EWALD et al. 1994; GLINDMEYER et al. 1987; LEBOWITZ et al. 1982). Aus diesem wurden dann die zur Auswertung kommenden Parameter abgelesen. Anders verhielt es sich bei den inspiratorischen Manövern. Hier wurde für die jeweilige *Ringblende* aus den drei akzeptabelsten Versuchen der jeweils größte *PIF*, der größte *FIV₁*-Wert und der größte Fluß bei 25, 50 und 75 % des inspirierten Volumens sowie der beste *MMIF* Wert abgelesen und standen somit zur weiteren Verarbeitung zur Verfügung. Auch hier wurde nach den Empfehlungen der AMERICAN THORACIC SOCIETY vorgegangen (vgl. ATS 1991, ATS 1987, ATS 1995; EWALD et al. 1994; GLINDMEYER et al. 1987). In Anlehnung daran wurde auch bei den neuen inspiratorischen Parametern aus den drei akzeptabelsten Versuchen der jeweils beste Wert abgelesen.

Zum Vergleich der prozentualen Änderung der verschiedenen inspiratorischen und expiratorischen Parameter in Abhängigkeit vom Stenosenquerschnitt mußten die Daten in Prozent umgewandelt werden. Dabei wurden die Werte 100% gesetzt, die bei der Atmung durch die *Ringblende* mit einem Öffnungsdurchmesser von 15 mm erreicht wurden. Mit einem einfachen Gleichungsverhältnis berechneten wir dazu die prozentualen Werte für alle anderen Stenosen.

Die Auswertung der Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS für Windows 6.0.1. sowie Excel 97 (vgl. BROSIUS 1988).

2.2.1.1 Friedman- Test

Zum Vergleich mehrerer verbundener Stichproben hinsichtlich ihrer zentralen Tendenz diente die *Friedman'sche Rangvarianzanalyse*. Dabei wurden die verschiedenen untersuchten klassischen und neuen Parameter in der Waagerechten Fall für Fall in eine Rangordnung gebracht. Aus diesen Rangzahlen konnte dann in der Senkrechten für jeden Parameter die mittlere Rangzahl ermittelt werden. Geprüft wurde, ob sich diese mittleren Rangzahlen unterscheiden. Um die Vergleichbarkeit der Parameter zu ermöglichen, mußten diese vor Verwendung des Tests standardisiert werden. Dabei wurde für jede Variable von jedem Variablenwert das arithmetische Mittel subtrahiert und diese Differenz durch die Standardabweichung geteilt. Mit Hilfe des Tests sollte beurteilt werden, ob ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Parametern im Hinblick auf die Unterscheidungsmöglichkeit der verschiedenen Stenosengrade besteht. Die Ergebnisse wurden dann als signifikant angesehen, wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit p des jeweiligen Tests geringer als 0,05 war.

2.2.1.2 Wilcoxon-Test

Dieser Test prüft für zwei abhängige Stichproben mit ordinal skalierten Werten, ob sich die positiven und negativen Rangunterschiede unterscheiden.

Jeder der untersuchten Parameter wurde dabei eigenständig beurteilt. Es sollte untersucht werden, ob der jeweilige Parameter geeignet ist die verschiedenen Stenosengrade signifikant zu unterscheiden. Hierfür war keine Standardisierung der Werte notwendig, so daß die gefilterten Rohdaten verwendet wurden. Wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit p kleiner als 0,05 war konnte auch hier von einer Signifikanz ausgegangen werden.

2.2.2 Doppelstenosen und Langstreckige Stenosen

Zur Beurteilung des Einflusses des Stenosenabstandes bzw. der Stenosenlänge auf die Atemfunktion wurde *PIF* bzw. *PEF* als Parameter herangezogen.

Auch bei dem Versuch mit vorgeschalteten *Doppelstenosen* bzw. *Langstreckigen Stenosen* führten die Probanden mindestens 3 expiratorische bzw. inspiratorische Atemmanöver durch, so daß zunächst das Atemmanöver bestimmt werden mußte, aus welchem der jeweilige Spitzenfluß abgelesen werden konnte. Dabei wurde wie oben beschrieben nach den Kriterien der AMERICAN THORACIC SOCIETY verfahren (vgl. ATS 1991). Bei der Expiration galt jenes Manöver als Bestes, bei welchem in der Summe aus *FVC* und *FEV1* der höchste Wert erreicht wurde. Aus diesem wurde dann *PEF* abgelesen. Bei der Inspiration erfolgte die Ablesung des jeweils höchsten *PIF* Wertes aus den 3 akzeptabelsten Versuchen.

Die Auswertung der Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS für Windows 6.0.1. sowie Excel 97. Als statistisches Verfahren verwendeten wir den Wilcoxon-Test (vgl. BROSIUS 1988). Es sollte untersucht werden, ob bei Atmung durch die verschiedenen *Doppelstenosen* bzw. *Langstreckigen Stenosen* eine signifikante Änderung von *PEF* bzw. *PIF* auftritt. Dies konnte mit Hilfe des Wilcoxon-Test ermittelt werden, welcher für zwei abhängige Stichproben mit ordinal skalierten Werten prüfen kann, ob sich die positiven und negativen Rangunterschiede unterscheiden. Wir verwendeten dazu die gefilterten Rohdaten. Eine Standardisierung der Werte war nicht notwendig. Wenn die Irrtumswahrscheinlichkeit p des jeweiligen Tests geringer als 0,05 war wurden die Ergebnisse als signifikant angesehen.

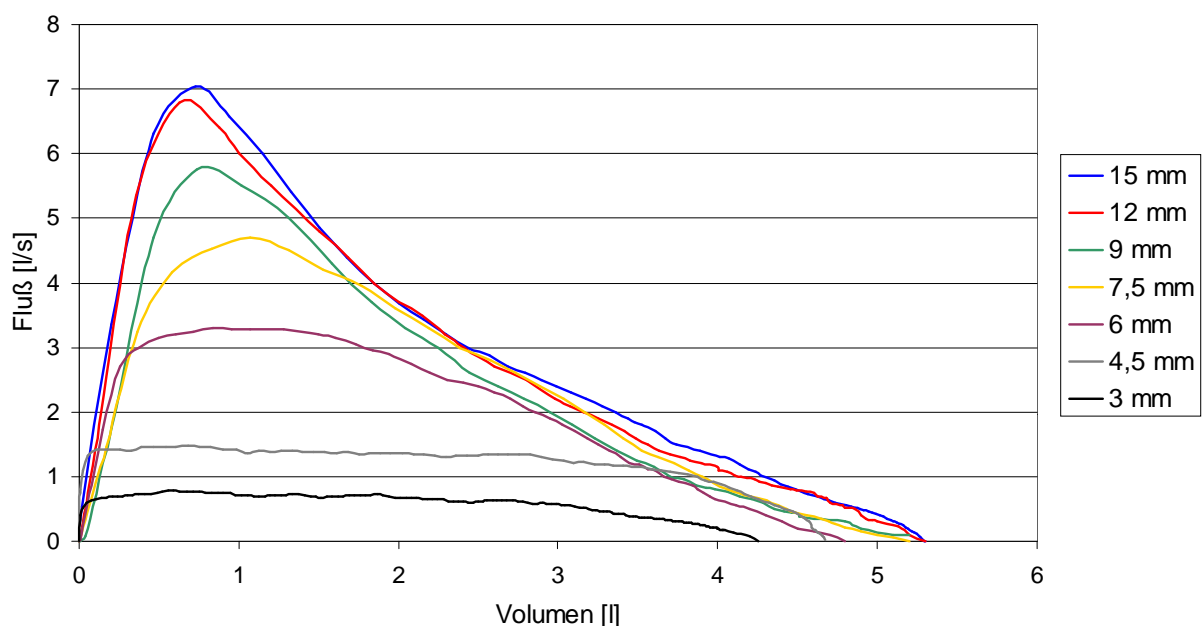
3 Ergebnisse

3.1 Ringblenden

3.1.1 Blickdiagnose

Die nachfolgenden Darstellungen zeigen die Änderung der Fluß-Volumen-Kurve in Abhängigkeit vom vorgeschalteten Stenosendurchmesser am Beispiel eines Probanden. Ohne Kenntnis der genauen Werte können allein durch die Betrachtung der Kurven eine Reihe von Veränderungen bei Einwirkung der verschiedenen Stenosengrade erkannt werden.

3.1.1.1 Expiration



Diagr. 3.1.: Fluß-Volumen-Kurven einer Versuchsperson bei Atmung durch Ringblendenstenosen verschiedener Durchmesser (*forcierte Expiration*)

Im Diagramm 3.1. werden folgende Veränderungen deutlich:

- **Peak Flow:** Beim Spitzenfluß beobachtet man eine mit zunehmenden Stenosengrad abnehmende Tendenz. Nach einem zunächst geringen Abfall des Peak Flow bei geringgradiger Stenosierung werden bei Atmung durch eine Stenose mit 6 mm Durchmesser nur noch Flußwerte von 50 % des Ausgangswertes erreicht. Bei

Stenosendurchmessern von 4,5 mm und 3 mm beträgt der maximale Atemfluß des Probanden nur noch 20 bzw. 10 % des Ausgangswertes.

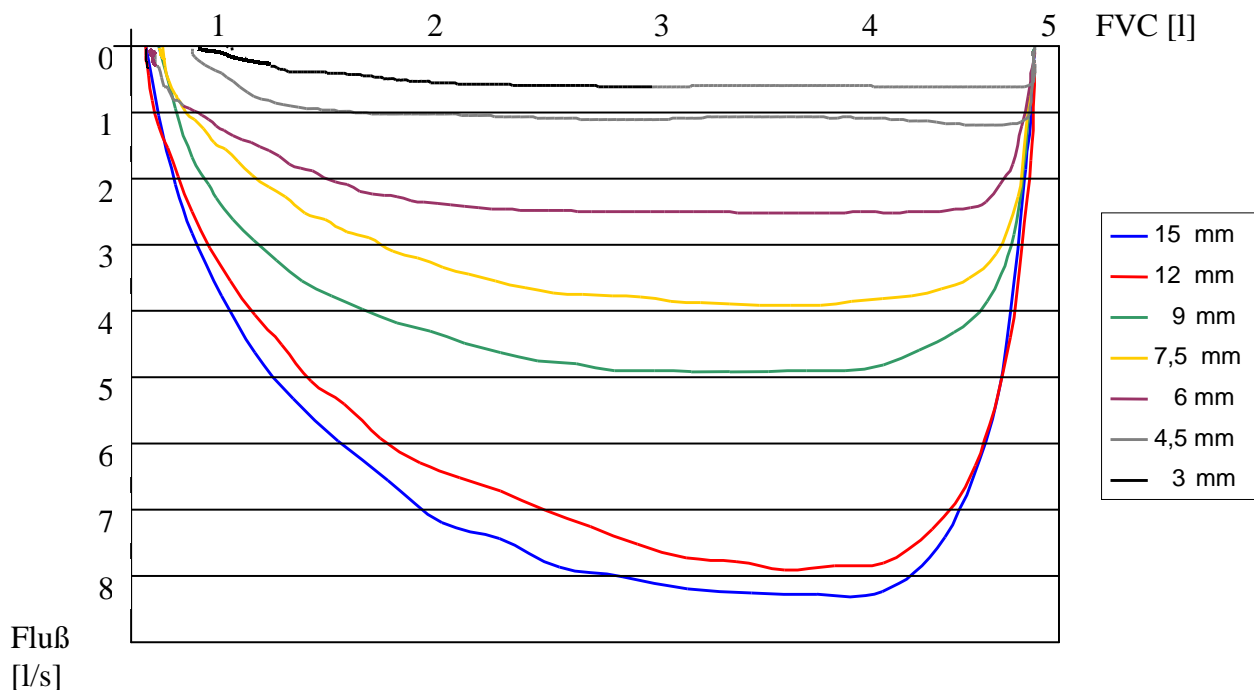
- **Kurvenform:** Während bei forcierter Atmung ohne Stenosierung und bei forcierter Atmung durch eine vorgeschaltete Stenose von 12 mm Durchmesser der Atemfluß nach Erreichen seines Maximums unmittelbar abfällt, ist mit zunehmender Stenosierung eine Plateaubildung der Kurve erkennbar. Dieses Plateau entsteht durch einen konstanten Atemfluß über einen Teil des ausgeatmeten Volumens. Im dargestellten Beispiel ist diese Plateaubildung ab einer Stenosierung von 9 mm und 7,5 mm Durchmesser zunächst angedeutet und ab 6 mm Durchmesser gut zu erkennen. Mit abnehmenden Stenosendurchmesser kann man eine Zunahme der Plateaulänge beobachten. So wird vom Probanden bei einem Öffnungsdurchmesser der Stenose von 6 mm über ca. 30% und bei einem Stenosendurchmesser von 4,5 mm und 3 mm über ca. 70% der ausgeatmeten Vitalkapazität ein annähernd konstanter Fluß erreicht.
- **Vitalkapazität:** Bei geringgradigen und mittelgradigen Stenosierungen findet man eine annähernd gleichbleibende forcierte Vitalkapazität. Erst ab einem Stenosendurchmesser von 6 mm ist es dem Probanden nicht mehr möglich, dieses Volumen zu erreichen. Es nimmt nun mit zunehmender Stenosierung ab.

3.1.1.2 Inspiration

Bei forcierter Inspiration sind die im Diagramm 3.2. dargestellten Veränderungen erkennbar.

- **Peak Flow:** Auch hier zeigt der Spitzenfluß bei Zunahme des vorgeschalteten Widerstands die oben beschriebenen charakteristischen Veränderungen. Bei zunächst geringfügiger Änderung des Flusses zwischen Atmung ohne Stenosierung und einem Stenosendurchmesser von 12 mm, kommt es bei Atmung durch eine Stenose von 9 mm Durchmesser zu einem größeren Abfall des Peak Flow. Nur noch 50% des Ausgangsflusses werden bei Atmung durch einen Stenosendurchmesser von 7,5 mm erreicht. Bei einem Stenosendurchmesser von 4,5 mm und 3 mm erreicht der Proband nur noch 10 bzw. 6 % seines Ausgangswertes.
- **Kurvenform:** Auch bei forcierter Inspiration sieht man eine Plateaubildung nach Erreichen des Spitzenflusses. Diese ist angedeutet schon bei Atmung ohne vorgeschalteten Widerstand zu erkennen. Bei stärkerer Stenosierung wird der Volumenanteil mit konstantem Atemstrom größer und erreicht bei einer Einengung der Stenose auf 3 mm Durchmesser mit über 80% der Vitalkapazität sein Maximum.

- **Vitalkapazität:** Die Vitalkapazität bleibt bei gering- und mittelgradiger Stenosierung konstant. Erst bei Atmung durch Ringblenden mit 4,5 mm bzw. 3 mm Öffnungsdurchmesser fällt das forciert inspirierte Volumen ab.



Diagr. 3.2.: Fluß-Volumen-Kurven einer Versuchsperson bei Atmung durch Ringblendenstenosen verschiedener Durchmesser (*forcierte Inspiration*)

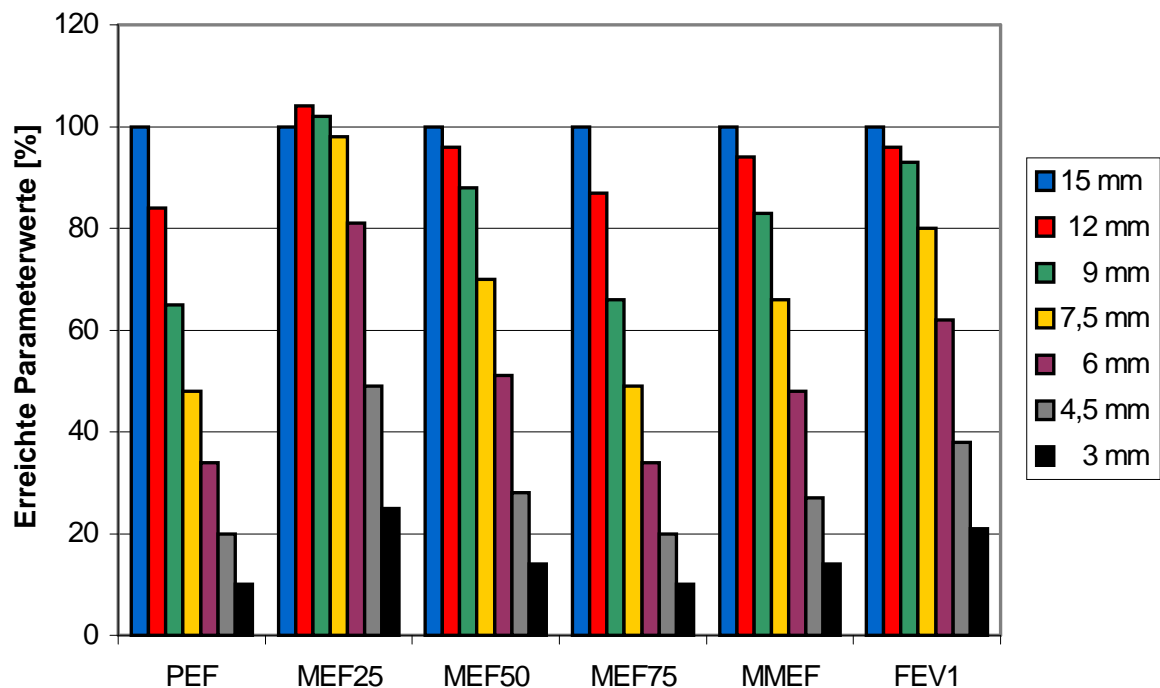
3.1.1.3 Zusammenfassung

Inspiratorische und expiratorische Fluß-Volumen-Kurven unterscheiden sich unter Einfluß der verschiedenen Stenosengrade in ihrer Form und ihrem Verhalten. Bei Atmung ohne vorgeschaltete Stenose und geringgradiger Stenosierung ist bei der forcierten Expiration nach Erreichen des Spitzenflusses ein rascher Abfall des Peak Flow zu erkennen. Zu einer Plateaubildung kommt es erst ab einer Einengung der Stenose auf 6 mm Durchmesser. Bei der Inspiration ist eine Plateaubildung schon bei Atmung ohne vorgeschaltete Stenose erkennbar. Sowohl bei Inspiration als auch bei Expiration nimmt der Spitzenfluß in charakteristischer Weise mit zunehmenden Grad der Stenosierung ab. Dabei zeigt eine Einengung auf 12 mm Stenosendurchmesser nur geringfügige Änderung des Peak Flow. Mit zunehmender

Stenosierung fällt der Spitzenfluß stärker ab. Bei der Expiration wird ab einem Durchmesser der Stenose von 6 mm und bei der Inspiration ab einem Stenosendurchmesser von 7,5 mm nur noch 50% des Ausgangswertes erreicht. Die forcierte Vitalkapazität verhält sich bei Inspiration und Expiration gleich. Bei gering- und mittelgradiger Stenosierung ist es möglich, die Vitalkapazität konstant zu halten. Bei hochgradiger Stenosierung verringert sie sich.

3.1.2 Änderung der klassischen Spirometrieparameter in Abhängigkeit vom Stenosenquerschnitt

3.1.2.1 Expiration



Diagr. 3.3.: Prozentuale Änderung der klassischen Lungenfunktionsparameter bei verschiedenen Stenosegraden (*forcierte Expiration*, $n=80$, 15 mm $\varnothing=100\%$)

Tabelle 3.1. und Diagramm 3.3. zeigen die prozentuale Änderung der klassischen Lungenfunktionsparameter unter Einfluß der verschiedenen Stenosegrade bei forcierter Expiration. Dabei ist bei allen untersuchten Parametern, mit Ausnahme von *MEF25*, ein Abfall der Werte mit zunehmenden Grad der Stenosierung feststellbar.

Trotzdem werden bei der Gegenüberstellung von Stenosengrad und den Zentralwerten der Parameter Unterschiede deutlich, die im Folgenden beschrieben werden sollen.

Ø	PEF	MEF25	MEF50	MEF75	MMEF	FEV1
15 mm	100	100	100	100	100	100
12 mm	84	104	96	87	94	96
9 mm	65	102	88	66	83	93
7,5 mm	48	98	70	49	66	80
6 mm	34	81	51	34	48	62
4,5 mm	20	49	28	20	27	38
3 mm	10	25	14	10	14	21

Tab. 3.1: Prozentuale Änderung der klassischen Lungenfunktionsparameter in Abhängigkeit vom Durchmesser der Stenose (forcierte Expiration, n=80)

- **PEF:** Die prozentual kleinste Abnahme des Peak Flow beobachtet man bei geringgradiger Stenosierung. Die Abnahme des Spitzenflusses ist bis zu einer Stenosierung von 9 mm durch einen durchschnittlichen Abfall von 5,8 % pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose gekennzeichnet. Ab einer Einengung von 7,5 mm Durchmesser steigt die durchschnittliche Abnahme des Spitzenflusses auf 8,7 % pro mm abnehmenden Stenosendurchmesser.
- **MEF75:** Hier zeigt sich eine ähnliche Tendenz der Flußwerte wie beim Peak Flow. Bis zu einer Stenosierung von 9 mm Durchmesser kommt es zu einer Abnahme der Werte von 6 % pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose. Bei stärkerer Einengung der vorgeschalteten Stenose nehmen die Flußwerte ca. 10 % pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser ab.
- **MMEF:** Den größten Einfluß auf diesen Parameter zeigen hochgradige Stenosen. Ab einer vorgeschalteten Stenose kleiner 9 mm Durchmesser ändern sich die Werte um ca. 11 % pro mm abnehmenden Stenosendurchmesser. Geringgradige Stenosierungen zeigen nur einen geringfügigen Einfluß auf diesen Parameter mit einer Änderung der Werte um ca. 3 % pro mm abnehmenden Stenosendurchmesser.
- **MEF50:** Bis zu einem Durchmesser der Stenose von 9 mm kommt es zu einer gleichmäßigen, relativ geringfügigen Abnahme der Atemflußwerte von ca. 2% pro mm

abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose. Erst ab einer Einengung auf 30 % der Ausgangsfläche (entsprechend einem Stenosendurchmesser kleiner 9 mm) beobachtet man einen steilen Abfall der Werte von ca. 12 % pro mm abnehmenden Stenosendurchmesser.

- **FEV1:** Bei Atmung durch eine einfache Stenose von 12 mm und 9 mm Durchmesser ändern sich die erreichten Volumenwerte nur geringfügig, um dann mit zunehmender Stenosierung stärker abzunehmen. Den größten Einfluß der Stenosierung auf die 1-Sekundenkapazität findet man hier ab einem Restquerschnitt der Stenose von 16 % mit einer Abnahme der Werte um ca. 13 % pro mm zunehmender Stenosierung.
- **MEF25:** Hier beobachtet man bei einem Durchmesser der Stenose von 12 mm bzw. 9 mm einen geringfügigen Anstieg der Werte auf 104 bzw. 102 % des Ausgangswertes, d.h. sie zeigen ein den Erwartungen entgegengesetztes Verhalten in diesem Bereich. Während bei 7,5 mm Stenosierung noch 98 % vom Ausgangswert erreicht werden, ist ab einer Einengung von 6 mm Durchmesser ein deutlicher Abfall der Werte von ca. 18 % pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose erkennbar.

Zusammenfassung

Im Diagramm 3.4. sind alle untersuchten klassischen expiratorischen Parameter im Vergleich zur Stenosensfläche A dargestellt. Dabei ist auf der Abszisse die prozentuale Einengung der Stenose und auf der Ordinate die prozentuale Änderung der Spirometrieparameter abgetragen. Die durch Stenoseneinwirkung verursachten prozentualen Änderungen der Parameter zeigen einen kurvenförmigen, zur direkten linearen Proportionalität von A konvexbogigen Verlauf. Unterschiedliche Auswirkungen auf die verschiedenen Parameter sind in Abhängigkeit vom Grad der Stenosierung erkennbar.

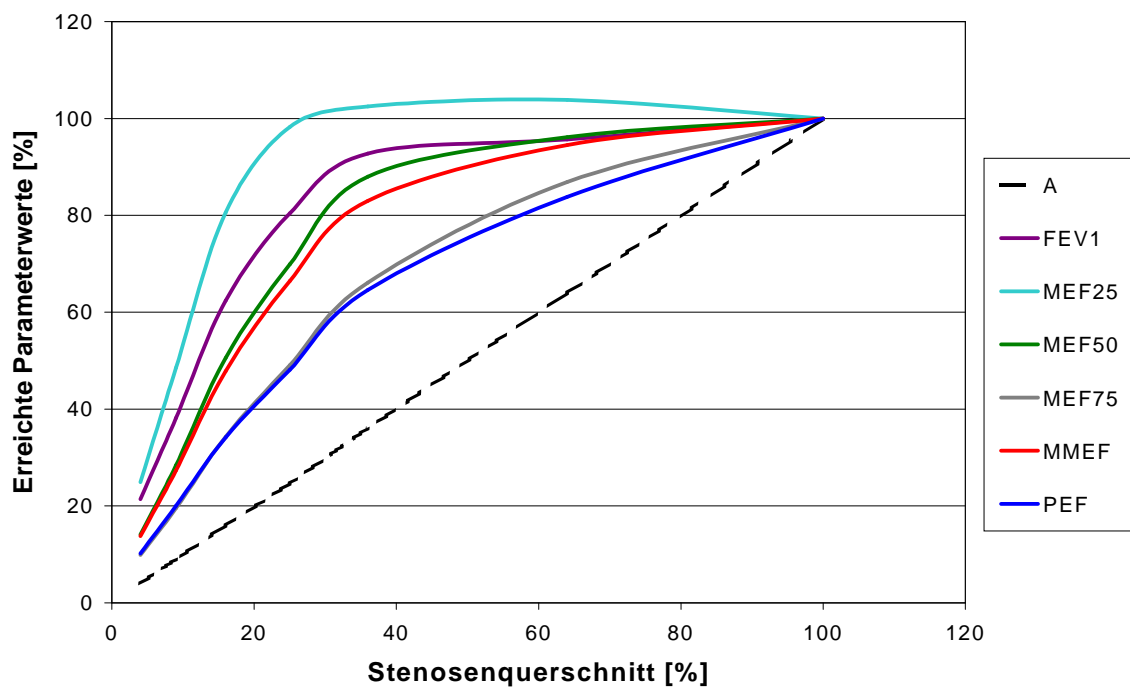
1. geringgradige Stenosierung (12 mm, 9 mm)

Die Parameter zeigen ein unterschiedliches Verhalten. Der größte Einfluß geringgradiger Stenosierung ist bei *PEF* und *MEF75* zu erkennen. Sie nehmen bis zu einer Einengung auf ca. 30 % der Ausgangsfläche gleichmäßig mit 6 % pro mm abnehmenden Stenosendurchmesser ab. Eine zweite Gruppe mit einer einander ähnlichen Tendenz bilden die Parameter *MMEF*, *MEF50* und *FEV1*. Mit einem Abfall von nur 2 % pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose ist hier jedoch ein geringerer Einfluß erkennbar. Ein den Erwartungen entgegengesetztes Verhalten

zeigt Parameter *MEF25* mit einem Anstieg auf über 100% vom Ausgangswert bei diesen Stenosegraden.

2. mittelgradige Stenosierung (7,5 mm, 6 mm) und hochgradige Stenosierung (4,5 mm, 3 mm)

Nach dem oben beschriebenen relativ geringfügigen Abfall der Werte bei geringgradiger Stenosierung kommt es mit zunehmender Stenosierung zu einer Änderung des Kurvenverlaufs. Die Werte der verschiedenen Parameter fallen nun mit zunehmendem Stenosegrad stärker ab, als dies zu Beginn der Fall war. Einen „Kurvenknick“ sieht man bei den Parametern *PEF*, *MEF75*, *MMEF*, *MEF50* und *FEV1* bei einer Einengung auf 30% der Ausgangsfläche. Bei *MEF25* tritt die Änderung des Kurvenverlaufs erst etwas später, bei einer Einengung auf 20% der Ausgangsfläche auf. Ab dieser Einengung zeigt *MEF25* gegenüber allen anderen Parametern den prozentual stärksten Abfall der Werte gefolgt von *FEV1*.

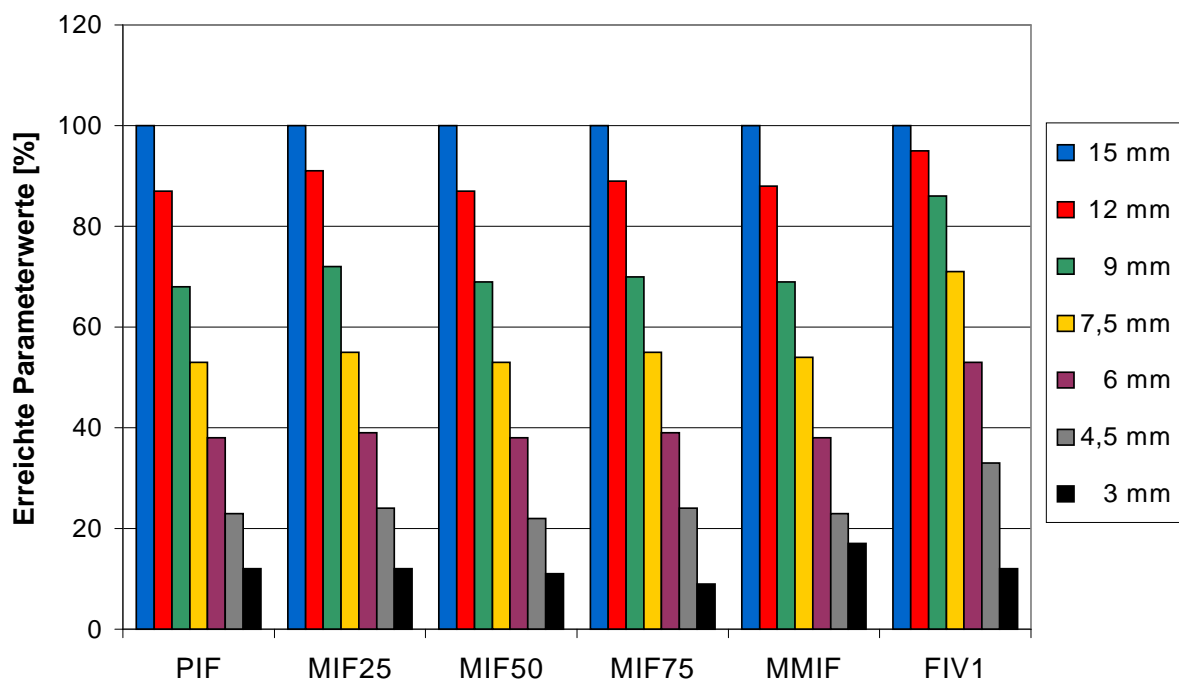


Diagr. 3.4.: Einfluß der Stenosenfläche A auf die klassischen Spirometrieparameter
(forcierte Expiration, n=80, 100 %=15 mm Ø)

Auffallend in Diagramm 3.4. ist, daß bei allen Graden der Stenosierung die Parameterkurven erheblich von der direkten linearen Proportionalität der Stenosenfläche A abweichen, wobei

man die größte Abweichung bei 50–100 mm² Stenosenfläche (entsprechend einer gering- und mittelgradigen Stenosierung) findet. Bei stärkerer Stenosierung kommt es zu einer Annäherung an die Vergleichslinie von A. Über den gesamten Kurvenverlauf zeigen die Parameter *PEF* und *MEF75* die größte Annäherung zur Stenosenfläche A. *MMEF*, *MEF50* und *FEV1* weichen stärker von A ab. Die größte Differenz findet man beim Parameter *MEF25*.

3.1.2.2 Inspiration



Diagr. 3.5.: Prozentuale Änderung der klassischen Lungenfunktionsparameter bei den verschiedenen Stenosegraden (*forcierte Inspiration*, $n=80$, 15mm Ø= 100%)

Bei den untersuchten klassischen inspiratorischen Parametern besteht ebenfalls die Tendenz, mit zunehmenden Stenosengrad an Größe abzunehmen. Im Gegensatz zur Expiration unterscheiden sich dabei die Parameter in ihrem Verlauf nur wenig voneinander (Tab. 3.2., Diagr. 3.5.).

- **PIF, MIF25, MIF50, MIF75, MMIF:** Diese Parameter zeigen ein ähnliches Verhalten. Bei geringgradiger Stenosierung kommt es zunächst zu einem Abfall der Werte um ca. 4 % pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose. Ein abweichendes Verhalten

findet man nur bei *MIF25*, bei welchem die Differenz zwischen Ausgangswert und dem Flow bei einer Stenosierung von 12 mm Durchmesser kleiner ist als bei den anderen Parametern. Ab einer Stenosenfläche von 60 mm² (Stenosendurchmesser kleiner als 9 mm) kommt es bei allen Parametern zu einer Änderung der Kurvenverläufe. Die Werte fallen ab diesem „Kurvenknick“ mit ca. 11 % pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose ab.

- **FIV1:** Dieser Parameter zeigt ein abweichendes Verhalten gegenüber den anderen Parametern. Bei einem Stenosendurchmesser von 12 mm wird eine 1-Sekundenkapazität von 95% des Ausgangswertes erreicht. Bei einem Durchmesser der Stenose von 9 mm beträgt dieser Wert gerade einmal 86%, d.h. die prozentuale Abnahme des 1-Sekundenvolumens ist bei geringgradiger Stenosierung relativ klein. Zu einer Änderung des Kurvenverlaufs kommt es auch hier bei einer Stenosenfläche von 60 mm², entsprechend einer Restfläche von 30 %. Die prozentuale Abnahme des 1-Sekundenvolumens beträgt nun 12 % pro mm abnehmenden Stenosendurchmesser.

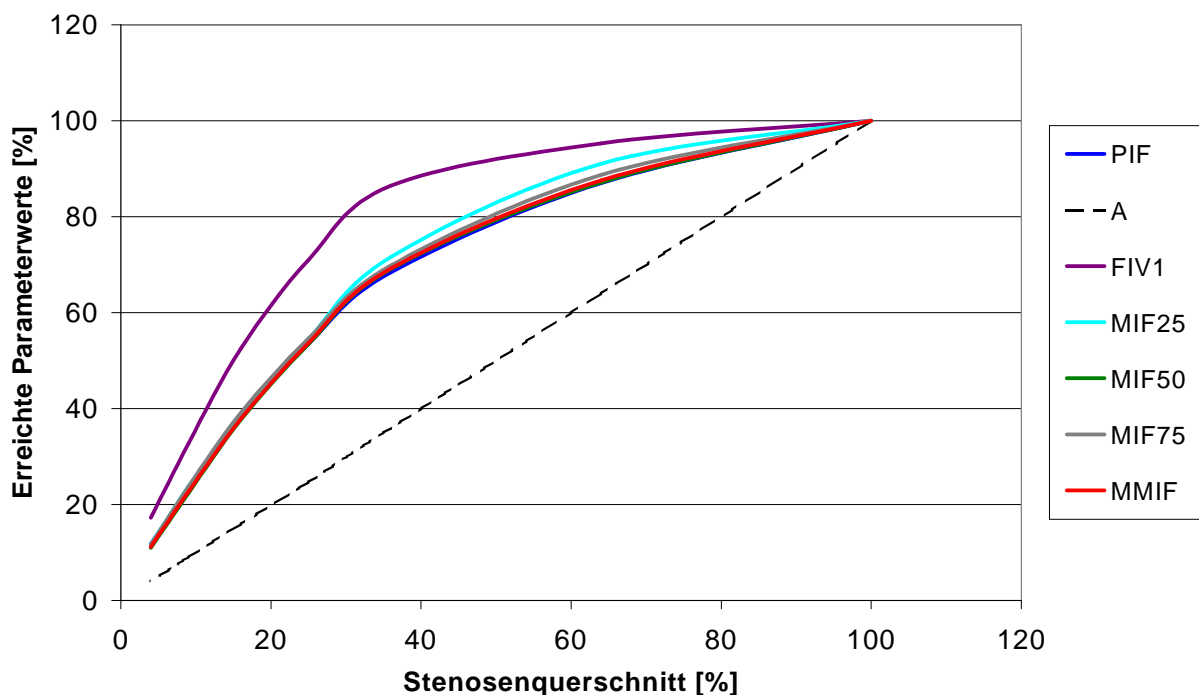
Ø	PIF	MIF25	MIF50	MIF75	MMIF	FIV1
15 mm	100	100	100	100	100	100
12 mm	87	91	87	89	88	95
9 mm	68	72	69	70	69	86
7,5 mm	53	55	53	55	54	71
6 mm	38	39	38	39	38	53
4,5 mm	23	24	22	24	23	33
3 mm	12	12	11	12	11	17

Tab. 3.2: Prozentuale Änderung der klassischen Lungenfunktionsparameter in Abhängigkeit vom Durchmesser der Stenose (*forcierte Inspiration, n=80*)

Zusammenfassung

Wie in Diagramm 3.6. zu erkennen ist, zeigen die Parameter *PIF*, *MIF25*, *MIF50*, *MIF75* und *MMIF* unter Einfluß der verschiedenen Stenosengrade ein gleichartiges Verhalten. *FIV1* beschreibt ein abweichendes Verhalten aufgrund einer geringeren prozentualen Änderung der

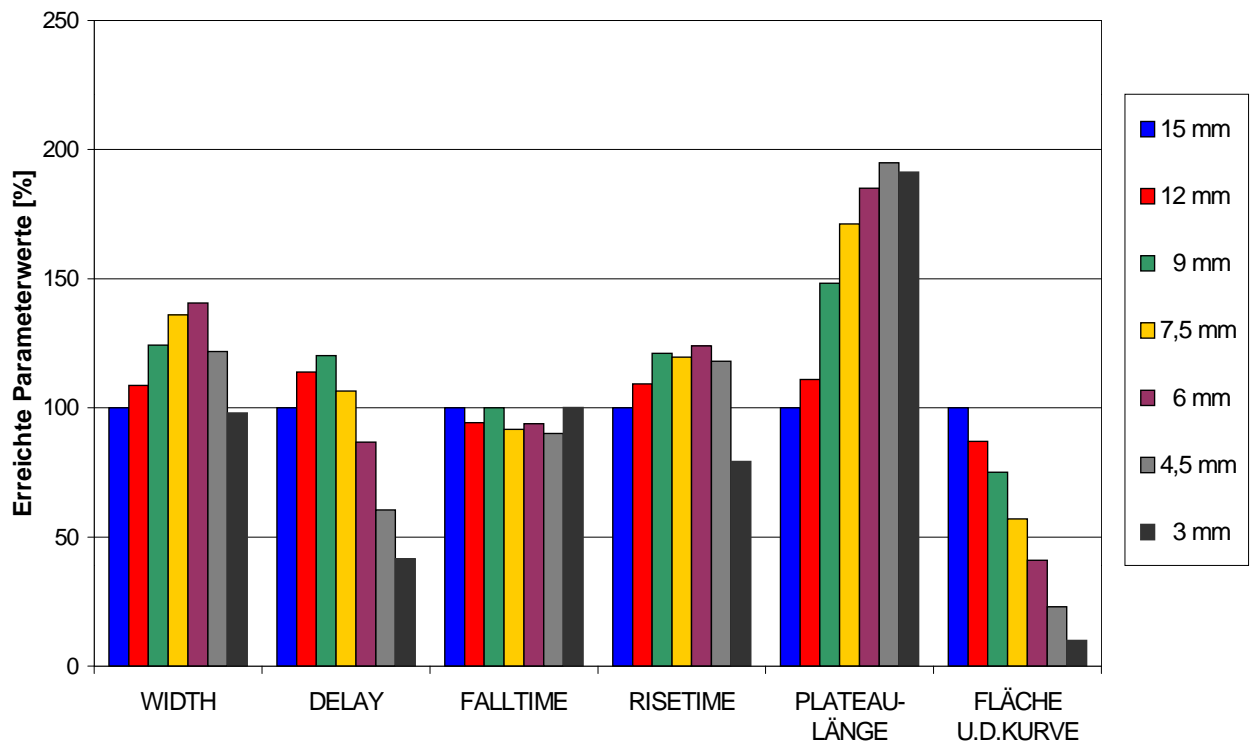
Werte bei Atmung durch geringgradige Stenosen. Allen Parametern gemeinsam ist eine Änderung des Kurvenverlaufs ab einer Einengung auf 30% der Ausgangsfläche der Stenose. Es kommt zu einem „Kurvenknick“ mit nachfolgend stärkerem Abfall der Werte bei zunehmender Stenosierung. Vergleicht man die konvexbogigen Kurvenverläufe der verschiedenen Parameter mit der direkten linearen Proportionalität der Stenosenfläche A, erkennt man ein über alle Stenosierungen bestehendes Abweichen der Kurven von dieser Gerade. Die größte Differenz zu A besteht dabei bei Stenosenflächen von 50 bis 100 mm² (entsprechend einer gering- und mittelgradigen Stenosierung). Bei hochgradiger Stenosierung kommt es zu einer Annäherung der Parameterkurven an die Vergleichslinie A. Die größte Differenz zur Stenosenfläche A zeigt über den gesamten Verlauf *FIV1*. Alle anderen Parameter beschreiben einen fast simultanen Verlauf zueinander und weichen weniger von A ab als *FIV1*.



Diagr. 3.6.: Einfluß der Stenosenfläche A auf die klassischen Parameter (*forcierte Inspiration*, $n=80, 100 \% = 15\text{mm } \varnothing$)

3.1.3 Änderung der neuen Spirometrieparameter in Abhängigkeit vom Stenosenquerschnitt

3.1.3.1 Expiration



Diagr. 3.7.: Prozentuale Änderung der neuen Lungenfunktionsparameter bei verschiedenen Stenosegraden (forcierte Expiration, n=80, 15mm Ø=100%)

Ø	WIDTH	DELAY	FALLTIME	RISETIME	PLATEAU-LÄNGE	FLÄCHE U.D. KURVE
15 mm	100	100	100	100	100	100
12 mm	109	114	94	109	111	87
9 mm	124	120	100	121	148	75
7,5 mm	136	107	92	120	171	57
6 mm	141	87	94	124	185	41
4,5 mm	122	60	90	118	195	23
3 mm	98	42	100	79	191	10

Tab. 3.3.: Prozentuale Änderung der neuen Lungenfunktionsparameter in Abhängigkeit vom Durchmesser der Stenose (forcierte Expiration, n=80)

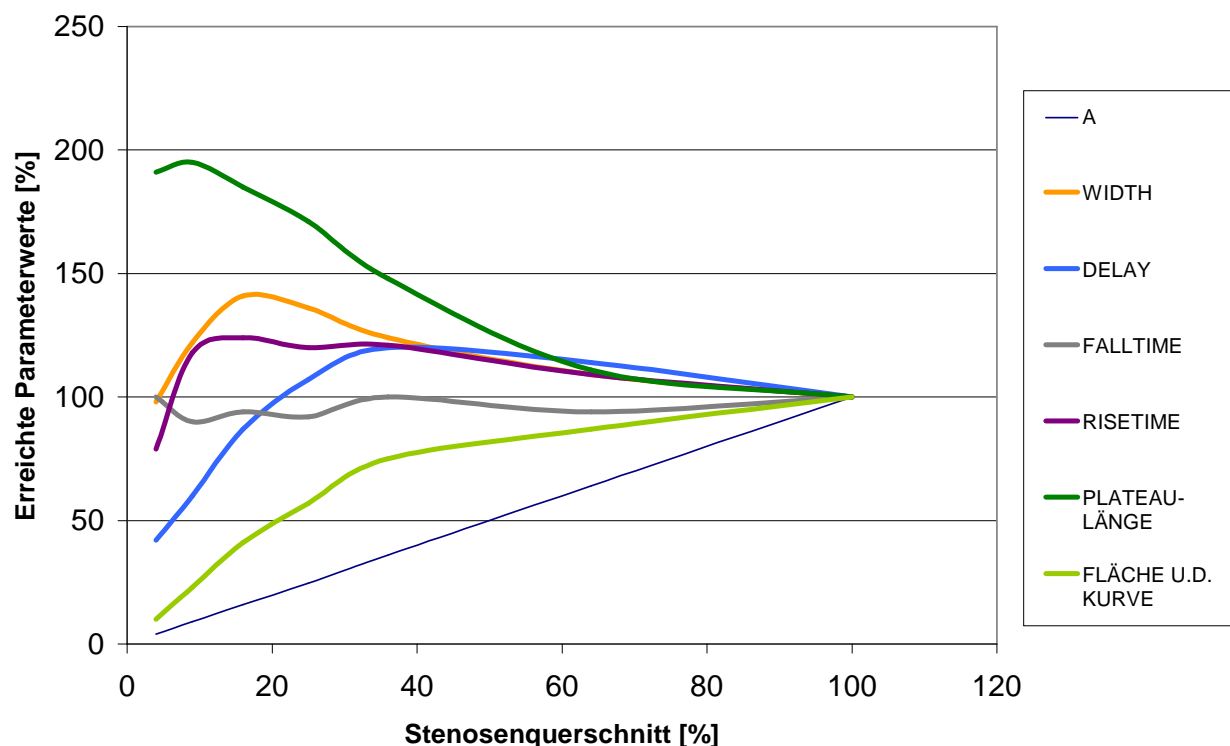
Diagramm 3.7. und Tabelle 3.3. zeigen die prozentuale Änderung der untersuchten neuen Lungenfunktionsparameter unter Einfluß der verschiedenen Stenosengrade bei forcierter Expiration. Dabei wird deutlich, daß sich die Parameter in ihrem Verhalten unterscheiden.

- **FLÄCHE UNTER DER KURVE:** Bis zu einer Stenosierung von 9 mm Durchmesser fallen die Werte geringfügig mit 4 % pro mm abnehmendem Öffnungsdurchmesser der Stenose ab. Bei mittel- und hochgradiger Stenosierung beobachtet man eine Abnahme der Werte um 10% pro mm abnehmenden Stenosendurchmesser.
- **PLATEAULÄNGE:** Mit zunehmender Stenosierung kommt es zu einem kontinuierlichen prozentualen Anstieg dieses Parameters, der sein Maximum mit 195 % bzw. 191 % vom Ausgangswert bei Atmung ohne Stenosierung bei einer Stenosierung von 4,5 mm bzw. 3 mm Durchmesser erreicht.
- **WIDTH:** Bei geringgradiger und mittelgradiger Stenosierung kann man zunächst einen prozentualen Anstieg dieses Parameters auf 141% beobachten. Ab einem Stenosendurchmesser von 4,5 mm kommt es zu einem gegensätzlichen Verhalten, die Parameterwerte fallen geringfügig ab und erreichen bei einem Stenosendurchmesser von 3 mm 98 % des Ausgangswertes.
- **DELAY:** Auch dieser Parameter zeigt ein indifferentes Verhalten. Bis zu einem Stenosendurchmesser von 9 mm kommt es zu einem Anstieg der Parameterwerte auf 120% gefolgt von einer kontinuierlichen Abnahme bis auf 42 % des Ausgangswertes bei 3 mm Stenosendurchmesser.
- **FALLTIME, RISETIME:** Während man bei dem Parameter *RISETIME* einen Anstieg der Werte bis auf 124% bei einem Stenosendurchmesser von 6 mm mit nachfolgendem Abfall auf 79% bei 3 mm Öffnungsdurchmesser der Stenose beobachtet, ändern sich die Parameterwerte von *FALLTIME* nur geringfügig. Sie schwanken um den bei Atmung ohne Stenosierung ermittelten Ausgangswert.

Zusammenfassung

- Im Diagramm 3.8. sind alle untersuchten neuen expiratorischen Parameter im Vergleich zur Stenosenfläche A dargestellt. Dabei sind unterschiedliche Auswirkungen auf die verschiedenen Parameter in Abhängigkeit vom Grad der Stenosierung erkennbar. Es zeigt sich, daß alle Parameterkurven von der Geraden der Stenosenfläche A abweichen. Die größte Annäherung zur Stenosenfläche A findet man bei allen Graden der Stenosierung bei dem Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE*. Bis zu einer Einengung auf ca. 30% der

Ausgangsfläche sieht man einen prozentualen Abfall der Parameterwerte von 4 %. Mit zunehmender Stenosierung kommt es zu einer Änderung des Kurvenverlaufs. Die Werte fallen nun stärker ab. Die größte Abweichung von A erkennt man bei dem Parameter *PLATEAULÄNGE*, dessen Kurve mit zunehmender Stenosierung kontinuierlich ansteigt. Auch bei den Parametern *DELAY*, *RISETIME* und *WIDTH* kann man zunächst einen ansteigenden Kurvenverlauf bei gering- und mittelgradiger Stenosierung beobachten. Bei dem Parameter *DELAY* erkennt man bei einer Einengung der Stenose auf ca. 30 % der Ausgangsfläche, bei *RISETIME* ab ca. 15% und bei dem Parameter *WIDTH* ab einer Einengung der Stenose auf ca. 20 % der Ausgangsfläche eine Änderung des Kurvenverlaufs mit einem nun starken Abfall der Parameterkurven. Ein anderes Verhalten zeigt *FALLTIME*. Hier ist der Einfluß der verschiedenen Stenosierungen gering. So kommt es über die gesamten Stenosengrade nur zu einer geringfügigen Änderungen des Kurvenverlaufs.

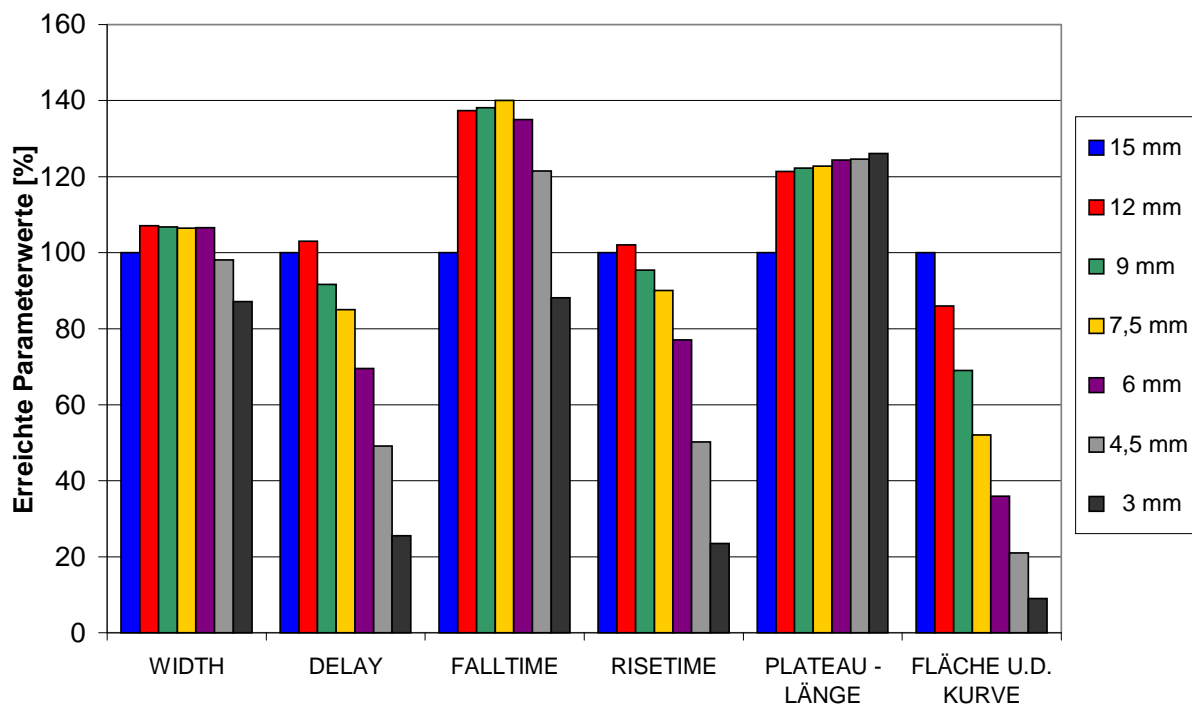


Diagr. 3.8.: Einfluß der Stenosenfläche A auf die neuen Parameter (*forcierte Expiration*, $n=80, 100$
 $\varnothing=15\text{ mm}$)

3.1.3.2 Inspiration

Diagramm 3.9. und Tabelle 3.4. zeigen die prozentuale Änderung der untersuchten neuen Spirometrieparameter unter Einwirkung der verschiedenen Stenosengrade bei forcierter Inspiration. Die dabei deutlich werdenden Unterschiede zwischen den Parametern sollen im folgenden beschrieben werden.

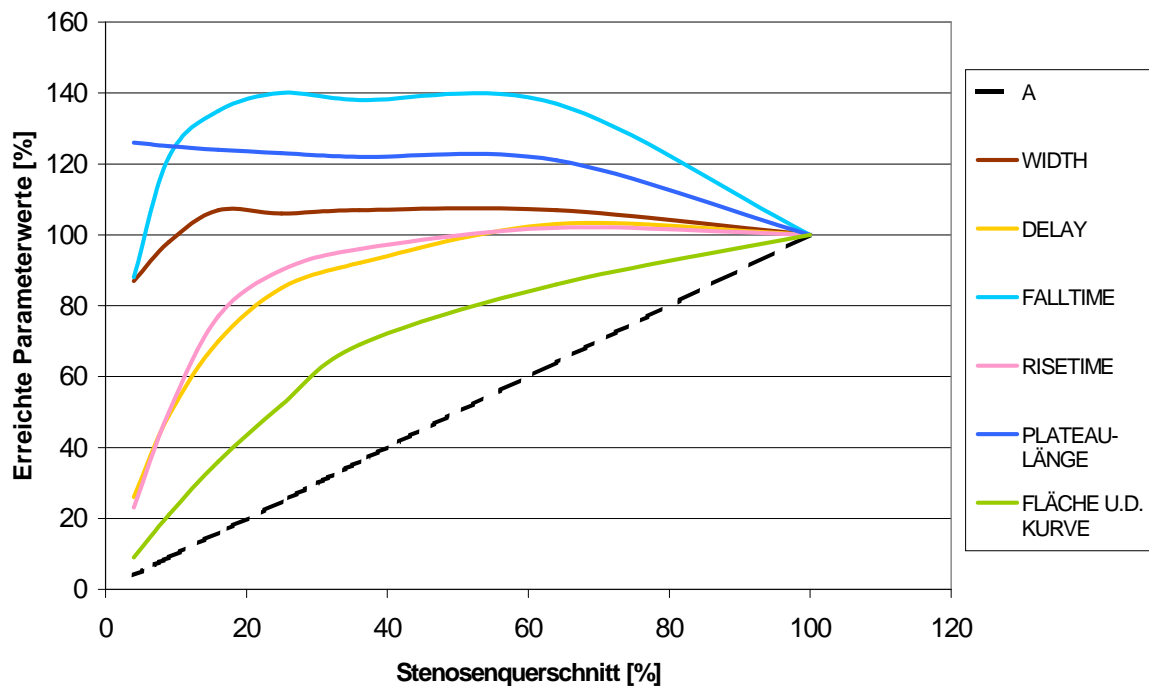
- *FLÄCHE UNTER DER KURVE*: Bei geringgradiger Stenosierung kommt es zunächst zu einem Abfall der Werte um ca. 4% pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose. Ab einer Stenosensfläche von 60 mm² (Stenosendurchmesser kleiner als 9 mm) erfolgt eine Änderung des Kurvenverlaufs. Die Werte fallen ab diesem „Kurvenknick“ mit ca. 11 % pro mm abnehmenden Stenosendurchmesser.
- *WIDTH*: Bis zu einer Stenosierung von 6 mm Durchmesser schwanken die Parameterwerte geringfügig um den Ausgangswert von 100 %. Ab einem Stenosendurchmesser von 4,5 mm erfolgt ein stärkerer Abfall der Parameterwerte. Bei 3 mm Stenosendurchmesser werden 87 % des Ausgangswertes bei Atmung ohne Stenosierung erreicht.
- *DELAY*: Nach einer zunächst nur geringfügigen Änderung der Parameterwerte bei einem Stenosendurchmesser von 12 mm fallen die Parameterwerte ab einem Stenosendurchmesser von 9 mm kontinuierlich ab. Bei hochgradiger Stenosierung verringern sich die Parameterwerte um ca. 15 % pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose.
- *FALLTIME*: Dieser Parameter zeigt ein indifferentes Verhalten. Bis zu einer Stenosierung von 7,5 mm Durchmesser kann man einen prozentualen Anstieg der Parameterwerte bis auf 140 % beobachten. Erst bei einem Stenosendurchmesser von 6 mm kommt es zu einem prozentualen Abfall der Parameterwerte mit einem Minimum von 88 % bei einem Stenosendurchmesser von 3 mm.
- *RISETIME*: Nach einem zunächst geringfügigen Anstieg der Parameterwerte bei geringgradiger Stenosierung fallen die Werte im weiteren Verlauf kontinuierlich ab. Den größten Einfluß der Stenosierung findet man bei mittel- und hochgradiger Stenosierung mit einer Abnahme der Werte um ca. 18 % pro mm abnehmenden Öffnungsdurchmesser der Stenose.
- *PLATEAULÄNGE*: Bei diesem Parameter kann man einen kontinuierlichen Kurvenanstieg mit zunehmender Stenosierung beobachten. Das Maximum wird mit 126 % bei 3 mm Stenosendurchmesser erreicht.



Diagr. 3.9.: Prozentuale Änderung der neuen Lungenfunktionsparameter bei den verschiedenen Stenosegraden (*forcierte Inspiration*, $n=80$, $15\text{ mm } \varnothing=100\%$)

\varnothing	WIDTH	DELAY	FALLTIME	RISETIME	PLATEAULÄNGE	FLÄCHE U.D. KURVE
15 mm	100	100	100	100	100	100
12 mm	107	103	137	102	121	86
9 mm	107	92	138	95	122	69
7,5 mm	106	85	140	90	123	52
6 mm	107	70	135	77	124	36
4,5 mm	98	49	122	50	125	21
3 mm	87	26	88	23	126	9

Tab. 3.4.: Prozentuale Änderung der neuen Lungenfunktionsparameter in Abhängigkeit vom Durchmesser der Stenose (*forcierte Inspiration*, $n=80$)



Diagr. 3.10.: Einfluß der Stenosenfläche A auf die neuen Parameter (forcierte Inspiration, $n=80$, $100 \text{ \%}=15 \text{ mm } \varnothing$)

Zusammenfassung

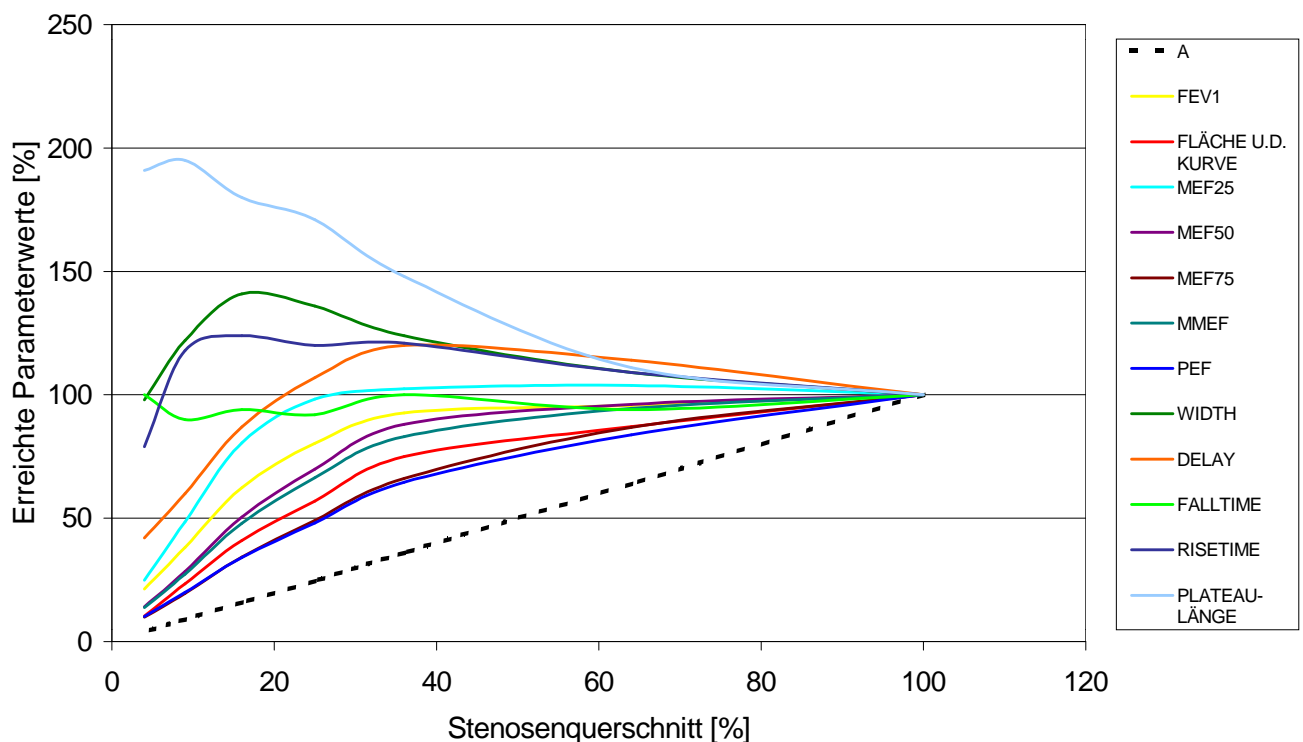
Im Diagramm 3.10. sind alle untersuchten neuen inspiratorischen Parameter im Vergleich zur Stenosenfläche A dargestellt. Dabei sind unterschiedliche Auswirkungen auf die verschiedenen Parameter in Abhängigkeit vom Grad der Stenosierung erkennbar.

Die größte Annäherung an die direkte lineare Proportionalität der Stenosenfläche A zeigt der Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE*. Auffällig bei diesem Parameter ist eine Änderung des Kurvenverlaufs ab einer Einengung auf 30 % der Ausgangsfläche. Es kommt dann zu einem „Kurvenknick“ mit nachfolgendem stärkerem Abfall der Werte bei zunehmender Stenosierung. Der konvexbogene Kurvenverlauf dieses Parameters weicht über alle Grade der Stenosierung von der Stenosenfläche A ab. Die größte Abweichung erkennt man bei Stenosenflächen von 50 bis 100 mm². Eine Annäherung an die Vergleichslinie von A sieht man bei hochgradiger Stenosierung. Auch bei den Parametern *DELAY* und *RISETIME* kann man nach einem zunächst flachen Abfall der beiden Parameterkurven bei mittelgradiger Stenosierung, ab einer Einengung der Stenosenfläche auf ca. 30 % der Ausgangsfläche eine Änderung des Kurvenverlaufs mit nachfolgendem stärkerem prozentualen Abfall der Werte beobachten. Im Gegensatz dazu sieht

man bei den Parametern *WIDTH*, *FALLTIME* und *PLATEAULÄNGE* einen Kurvenanstieg bei gering- und mittelgradiger Stenosierung. Während bei dem Parameter *PLATEAULÄNGE* dieser Kurvenverlauf bei hochgradiger Stenosierung fortgesetzt wird erfolgt bei *WIDTH* und *FALLTIME* ein Abfall der Kurven bei diesem Stenosierungsgrad.

3.1.4 Gemeinsame Betrachtung klassischer und neuer Spirometrieparameter

3.1.4.1 Expiration

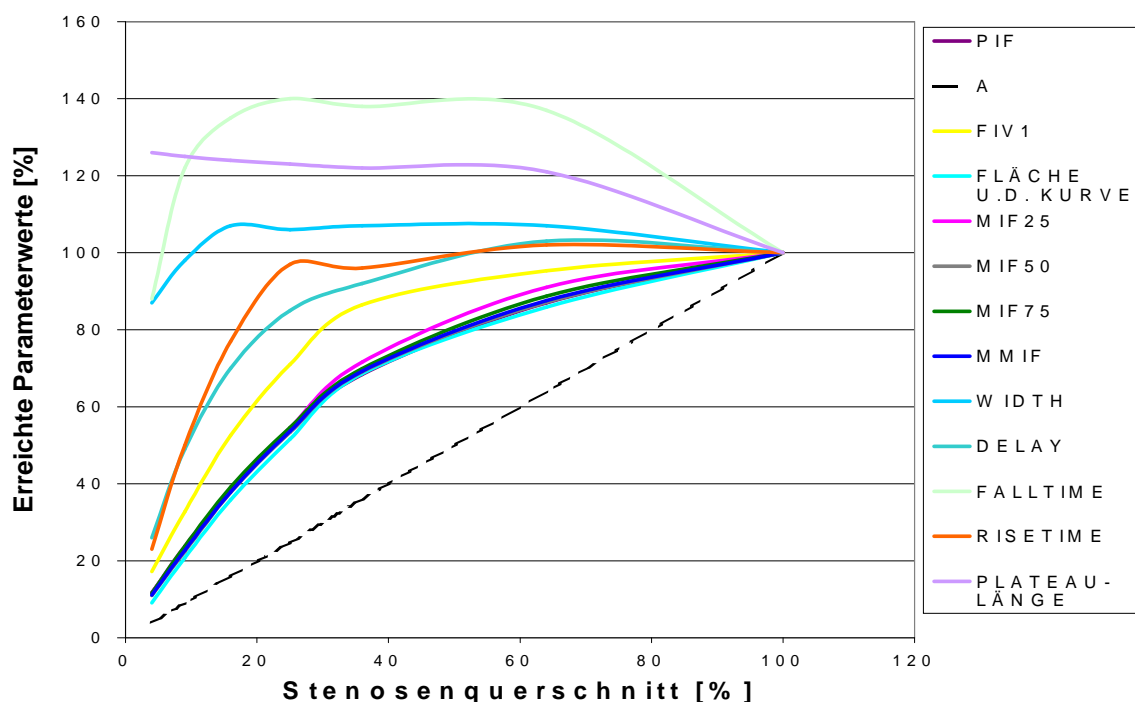


Diagr. 3.11.: Einfluß der Stenosenfläche A auf alle untersuchten Parameter (*forcierte Expiration*, $n=80$, $100 \% = 15 \text{ mm}\varnothing$)

Im Diagramm 3.11. sind sowohl die klassischen als auch die neuen expiratorischen Parameter im Vergleich zur Stenosenfläche A dargestellt. In der Abbildung wird deutlich, daß die Parameter *PEF*, *MEF75* und der neue Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* über alle Stenosengrade die größte Annäherung zur direkten linearen Proportionalität der Stenosenfläche

A zeigen. Alle übrigen untersuchten neuen und klassischen Parameter weichen stärker von der Geraden der Stenosenfläche A ab. Der Parameter *PLATEAULÄNGE* zeigt gegenüber den anderen Parametern ein gegensätzliches Verhalten mit einem kontinuierlichen Anstieg der Kurve bei zunehmender Stenosierung.

3.1.4.2 Inspiration



Diagr. 3.12. Einfluß der Stenosenfläche A auf alle untersuchten Parameter (*forcierte Inspiration*, $n=80$, $100\%=15\text{ mm}\varnothing$)

Diagramm 3.12. zeigt sowohl die klassischen als auch die neuen inspiratorischen Parameter im Vergleich zur Stenosenfläche A. Es ist zu erkennen, daß die Parameter *PIF*, *MIF25*, *MIF50*, *MIF75*, *MMIF* und der neue Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* die größte Annäherung an die direkte lineare Proportionalität von A bei allen Stenosegraden zeigen. Diese Parameter unterscheiden sich in ihrem Verlauf nur wenig voneinander. Bei allen anderen untersuchten Parametern erkennt man eine größere Differenz zur Stenosenfläche A. Wie bei der Expiration beschrieben kann man auch inspiratorisch bei dem Parameter *PLATEAULÄNGE* einen kontinuierlichen Anstieg des Kurvenverlaufs beobachten.

3.1.5 Statistische Zusammenhänge

3.1.5.1 Wilcoxon-Test

Zur Überprüfung, ob die jeweiligen Lungenfunktionsparameter geeignet sind, die verschiedenen Stenosengrade signifikant zu unterscheiden diente der Wilcoxon-Test.

3.1.5.1.1 Expiration

Ø	PEF	MEF75	MEF50	MEF25	MMEF	FEV1
15mm- 12mm	**	**	n.s.	n.s.	**	n.s.
15mm- 9mm	**	**	**	n.s.	**	**
15mm- 7,5mm	**	**	**	n.s.	**	**
15mm- 6mm	**	**	**	**	**	**
15mm- 4,5mm	**	**	**	**	**	**
15mm- 3mm	**	**	**	**	**	**

Ø	PEF	MEF75	MEF50	MEF25	MMEF	FEV1
12mm- 9mm	**	**	**	n.s.	**	*
9mm 7,5mm	**	**	**	n.s.	**	**
7,5mm- 6mm	**	**	**	**	**	**
6mm 4,5mm	**	**	**	**	**	**
4,5mm- 3mm	**	**	**	**	**	**

Tab. 3.5.: Wilcoxon-Test der klassischen Lungenfunktionsparameter bei einfachen Stenosen unterschiedlichen Durchmessers (*forcierte Expiration*, n=80; n.s.= nicht signifikant; * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$)

In Tabelle 3.5. wird deutlich, daß die klassischen Parameter *PEF*, *MEF75* und *MMEF* in der Lage sind, die verschiedenen Stenosengrade signifikant zu unterscheiden. Die Parameter *MEF50* und *FEV1* zeigen zwischen dem Ausgangswert bei Atmung ohne Stenosierung und einer Stenosierung von 12 mm Durchmesser keinen signifikanten Unterschied. Bei *MEF25* kann erst ab einer Einengung der Stenose auf 6 mm Durchmesser ein signifikanter Unterschied zum Ausgangswert bei Atmung ohne Stenosierung ermittelt werden.

Tabelle 3.6. zeigt, daß einzig der neuen Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* in der Lage ist, alle Stenosengrade signifikant zu unterscheiden. Beim Parameter *PLATEAULÄNGE* besteht ein signifikanter Unterschied zum Ausgangswert ab einem Stenosendurchmesser von 9 mm. Die prozentualen Änderungen des Parameters unter Einfluß der verschiedenen Stenosegrade können jedoch nur bei Vergleich der 15 mm und 12 mm Stenose sowie der 9 mm und 7,5 mm Stenose signifikant unterschieden werden. Alle anderen neuen Parameter sind nur bedingt in der Lage, die verschiedenen Stenosengrade zu unterscheiden.

Ø	DELAY	WIDTH	FALLTIME	RISETIME	PLATEAULÄNGE	FLÄCHE U.D. KURVE
15mm- 12mm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	**
15mm- 9mm	n.s.	**	n.s.	n.s.	**	**
15mm-7,5mm	n.s.	**	n.s.	n.s.	**	**
15mm- 6mm	*	**	n.s.	*	**	**
15mm-4,5mm	**	*	*	*	**	**
15mm- 3mm	**	n.s.	n.s.	**	**	**

Ø	DELAY	WIDTH	FALLTIME	RISETIME	PLATEAULÄNGE	FLÄCHE U.D. KURVE
12mm- 9mm	n.s.	**	n.s.	n.s.	**	**
9mm- 7,5mm	n.s.	*	*	n.s.	**	**
7,5mm- 6mm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	**
6mm- 4,5mm	**	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	**
4,5mm- 3mm	*	n.s.	*	**	n.s.	**

Tab. 3.6.: Wilcoxon-Test der neuen Parameter bei einfachen Stenosen unterschiedlichen Durchmessers
(forcierte Expiration, n=80; n.s.=nicht signifikant; *=p<0,05; **=p<0,01)

3.1.5.1.2 Inspiration

In Tabelle 3.7. erkennt man, daß alle untersuchten klassischen inspiratorischen Parameter in der Lage sind, die verschiedenen Stenosengrade signifikant zu unterscheiden.

Ø	PIF	MIF75	MIF50	MIF25	MMIF	FIV1
15mm- 12mm	**	**	**	*	**	*
15mm- 9mm	**	**	**	**	**	**
15mm- 7,5mm	**	**	**	**	**	**
15mm- 6mm	**	**	**	**	**	**
15mm- 4,5mm	**	**	**	**	**	**
15mm- 3mm	**	**	**	**	**	**

Ø	PIF	MIF75	MIF50	MIF25	MMIF	FIV1
12mm- 9mm	**	**	**	**	**	**
9mm 7,5mm	**	**	**	**	**	**
7,5mm- 6mm	**	**	**	**	**	**
6mm 4,5mm	**	**	**	**	**	**
4,5mm- 3mm	**	**	**	**	**	**

Tab. 3.7.: Wilcoxon-Test der verschiedenen klassischen Lungenfunktionsparameter bei einfachen Stenosen unterschiedlichen Durchmessers (*forcierte Inspiration*, $n=80$; *n.s.*= nicht signifikant;
* = $p<0,05$; ** = $p<0,01$)

Tabelle 3.8. zeigt, daß nur der neue Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* alle Stenosengrade signifikant unterscheiden kann. Bei den Parametern *FALLTIME* und *PLATEAULÄNGE* können signifikante Unterschiede zwischen den erreichten Parameterwerten bei Atmung ohne Stenosierung und allen anderen Stenosierungsgraden ermittelt werden. Alle anderen neuen Parameter sind nur bedingt in der Lage, die verschiedenen Stenosengrade signifikant zu unterscheiden.

Ø	DELAY	WIDTH	FALLTIME	RISETIME	PLATEAULÄNGE	FLÄCHE U.D. KURVE
15mm- 12mm	n.s.	n.s.	**	n.s.	*	**
15mm- 9mm	*	n.s.	**	n.s.	*	**
15mm-7,5mm	**	n.s.	**	n.s.	*	**
15mm- 6mm	**	n.s.	**	**	*	**
15mm-4,5mm	**	n.s.	**	**	*	**
15mm- 3mm	**	*	*	**	*	**

Ø	DELAY	WIDTH	FALLTIME	RISETIME	PLATEAULÄNGE	FLÄCHE U.D. KURVE
12mm- 9mm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	**
9mm- 7,5mm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	**
7,5mm- 6mm	n.s.	n.s.	n.s.	*	n.s.	**
6mm- 4,5mm	**	n.s.	n.s.	**	n.s.	**
4,5mm- 3mm	**	n.s.	**	**	n.s.	**

Tab. 3.8.: Wilcoxon-Test der neuen Parameter bei einfachen Stenosen unterschiedlichen Durchmessers
(forcierte Inspiration, n=80; n.s.=nicht signifikant; *=p<0,05; **=p<0,01)

3.1.5.2 Friedman-Test

Zur Überprüfung, ob sich die verschiedenen Parameter in Abhängigkeit vom Durchmesser der Stenose in ihrer zentralen Tendenz unterscheiden, diente der Friedman-Test.

3.1.5.2.1 Expiration

- 12 mm Stenose

Bei der Gegenüberstellung der Parameter erfährt *PEF* die größte Änderung bei Atmung durch eine vorgeschaltete Stenose von 12 mm Durchmesser. Der Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* zeigt die zweitstärkste Änderung. Dabei ist der Unterschied zwischen diesen beiden Parametern signifikant. Die geringfügigste Änderung findet man bei den klassischen Parametern für *MEF25* und *MEF50*, bei den neuen Parametern für *RISETIME*, *FALLTIME* und *WIDTH*.

- 9 mm Stenose

Die stärkste Änderung bei einer vorgeschalteten 9 mm Stenose ist wiederum für *PEF* erkennbar gefolgt von *MEF75*. Der Unterschied zwischen diesen beiden Parametern ist signifikant. Die *FLÄCHE UNTER DER KURVE* zeigt die drittgrößte Änderung. Der Unterschied zwischen *MEF75* und der *FLÄCHE UNTER DER KURVE* ist hier ebenfalls signifikant. *FEV1* und *MEF25* werden von den klassischen Parametern, *FALLTIME* von den neuen Parametern, am wenigsten von dieser Stenosierung beeinflusst.

- 7,5 mm Stenose

Die stärkste Änderung bei einer vorgeschalteten Stenose von 7,5 mm Durchmesser erfährt erneut *PEF* gefolgt von *MEF75*. Dabei unterscheiden sich beide Parameter nicht signifikant voneinander. Die klassischen Parameter *FEV1* und *MEF25* und der neue Parameter *DELAY* werden am wenigsten von dieser Stenosierung beeinflusst.

- 6 mm Stenose

Bei einer vorgeschalteten Stenose von 6 mm Durchmesser zeigt *PEF* die stärkste Beeinflussung. Die zweitstärkste Änderung ist für *MEF75* erkennbar gefolgt von der *FLÄCHE UNTER DER KURVE*. Alle drei Parameter unterscheiden sich signifikant voneinander. *FEV1* und *MEF25* werden von den klassischen Parametern, *FALLTIME* von den neuen Parametern, am wenigsten beeinflusst.

- 4,5 mm Stenose

Bei einer vorgeschalteten Stenose von 4,5 mm Durchmesser kommt es auch hier bei *PEF* zur stärksten Änderung der Werte gefolgt von *MEF75*. Dabei unterscheiden sich diese beiden Parameter signifikant voneinander. Der Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* zeigt die drittstärkste Beeinflussung mit einem signifikantem Unterschied zu *MEF75*. Die klassischen Parameter *FEV1* und *MEF25* ändern sich am geringfügigsten, d.h. sie werden am wenigsten bei Atmung durch diesen Stenosendurchmesser beeinflusst. Bei den untersuchten neuen Parametern zeigt *FALLTIME* die geringfügigste Änderung.

- 3 mm Stenose

PEF und der Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* werden durch diese Stenosierung am stärksten beeinflusst gefolgt von *MEF75*. Dabei zeigt *PEF* die signifikant stärkste Änderung gegenüber allen anderen Parametern. Die Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* und *MEF75* unterscheiden sich nicht signifikant. Die geringfügigste Änderung und somit auch der kleinste Einfluß dieser Stenosierung ist bei den klassischen Parametern für *MEF50* und *MEF25* und bei den untersuchten neuen Parametern für *FALLTIME* und *WIDTH* zu erkennen.

Zusammenfassung

Bei Betrachtung des Diagramms 3.11. fällt auf, daß der Kurvenverlauf der Parameter *PEF*, *MEF75* und *FLÄCHE UNTER DER KURVE* dem Verlauf der Querschnittsfläche der Stenose A am nächsten kommen. Von den klassischen Parametern weichen *MEF25* und *FEV1* am stärksten von A ab. Bei den neuen Parametern sieht man die geringfügigste Beeinflussung durch die verschiedenen Stenosengrade bei *RISETIME*, *FALLTIME* und *WIDTH*. Diese Beobachtungen konnten mit Hilfe des Friedman- Test bestätigt werden. Dabei zeigte sich, daß *PEF*, *MEF75* und die *FLÄCHE UNTER DER KURVE* in der Rangordnung gegenüber den anderen Parametern am höchsten einzustufen waren. *PEF* erreicht im Vergleich zu den anderen Parametern ausnahmslos bei allen vorgeschalteten Stenosen die höchsten Rangwerte, d.h. *PEF* wird am stärksten durch die Stenosen beeinflusst. Hierbei unterscheidet sich *PEF* außer bei einer Stenosierung von 7,5 mm Durchmesser signifikant von allen anderen Parameter. Bei vorgeschalteten Stenosen mit 9 mm, 7,5 mm, 6 mm und 4 mm Durchmesser erhält *MEF75* den zweitgrößten Rang gefolgt von dem Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE*. Die zweitstärkste Beeinflussung bei vorgeschalteten Stenosen mit 12 mm und 3 mm Durchmesser erfährt der Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* gefolgt von *MEF75*. Die geringfügigste Beeinflussung und damit den kleinsten Rang zeigt von den klassischen Parametern bei allen Stenosegraden *MEF25*. Auch *FEV1* wird nur wenig bei den verschiedenen vorgeschalteten Stenosen, mit Ausnahme der 3 mm Stenose, beeinflusst. Die klassischen Parameter *MMEF* und *MEF50* erreichen bei den verschiedenen Stenosierungen Ränge im mittleren Bereich. Nur bei Stenosen mit 3 mm und 12 mm Durchmesser zeigt *MEF50* eine geringe Beeinflussung mit Rängen schlechter als *FEV1*. Für die untersuchten neuen Parameter konnten mit Ausnahme des Parameters *FLÄCHE UNTER DER KURVE* im Vergleich zu den klassischen Parametern keine signifikant höheren Rangwerte erreicht werden. Die kleinsten Ränge werden hier für die Parameter *RISETIME*, *FALLTIME* und *DELAY* beobachtet.

3.1.5.2.2 Inspiration

Wie in Diagramm 3.12. dargestellt zeigen die Kurven der Parameter *MIF50*, *MIF75*, *MIF25*, *MMIF*, *PIF* und *FLÄCHE UNTER DER KURVE* bei Inspiration unter Einfluß der verschiedenen Stenosengrade einen annähernd gleichen Verlauf. Mit Hilfe des Friedman-Test konnte durch Vergleich aller untersuchten Parameter untereinander eine Rangfolge festgelegt werden und diese Beobachtungen bestätigt werden.

- 12 mm Stenose

Bei einer vorgeschalteten Stenose mit 12 mm Durchmesser findet man für den Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* die stärkste prozentuale Änderung und somit den höchsten Rangwert. Die zweitstärkste Beeinflussung erfährt *MIF50* gefolgt von *PIF*. Dabei ist der Unterschied zwischen dem Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* und *MIF50* sowie zwischen *MIF50* und *PIF* sehr gering, so daß keine Signifikanz erreicht wird. Die geringfügigste Änderung ist bei den klassischen Parametern für *MIF25* und *FIV1* und bei den neuen Parametern für *DELAY* und *RISETIME* zu erkennen.

- 9 mm Stenose

PIF, *MIF50* und *MMIF* ändern sich bei Atmung durch eine vorgeschaltete Stenose mit 9 mm Durchmesser am stärksten. Die geringste Beeinflussung zeigen bei den klassischen Parametern *MIF75*, *MIF25* und *FIV1*. Die Unterschiede zwischen den Parametern sind so gering, daß nur beim Vergleich *PIF* mit *FIV1* eine Signifikanz erreicht wird. Bei den neuen Parametern ermittelten wir die geringfügigste Änderung und somit den kleinsten Rangwert für den Parameter *WIDTH*.

- 7,5 mm Stenose

MIF50 wird durch eine vorgeschaltete Stenose von 7,5 mm Durchmesser am stärksten beeinflusst gefolgt von *PIF* und der *FLÄCHE UNTER DER KURVE*. Der Unterschied zwischen diesen Parametern ist jedoch nicht signifikant. *MIF75* und *FIV1* zeigen bei den klassischen Parameter, *WIDTH* bei den neuen Parametern, die geringfügigste Änderung.

- 6 mm Stenose

Bei einer Stenosierung von 6 mm Durchmesser erfährt der Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE* die stärkste prozentuale Änderung gefolgt von *MIF50* und *PIF*. Dabei unterscheiden sich diese Parameter nicht signifikant voneinander. *MIF75*, *MIF25* und *FIV1* werden von den klassischen Parametern und *WIDTH* von den neuen Parametern am wenigsten durch diese Stenosierung beeinflusst und erreichen somit die niedrigsten Rangwerte.

- 4,5 mm Stenose

MIF50 und *PIF* werden am stärksten durch diese Stenosierung beeinflusst. Auch hier besteht kein signifikanter Unterschied. Die geringfügigsten prozentualen Änderungen und die somit im Vergleich niedrigsten Rangwerte zeigen *MIF75* und *FIV1* bei den klassischen Parametern sowie *WIDTH* bei den neuen Parametern.

- 3 mm Stenose

Bei den Parameter *PIF* und *FLÄCHE UNTER DER KURVE* wird eine ähnlich starke Beeinflussung durch diesen Stenosengrad beobachtet. Ein signifikanter Unterschied besteht nicht. *MIF25* und *FIV1* ändern sich von den klassischen Parametern und *WIDTH* von den neuen Parametern am geringfügigsten und erreichen somit die niedrigsten Rangwerte.

Zusammenfassung

Beim Vergleich der verschiedenen Parameter untereinander werden für *PIF*, *MIF50*, *MMIF* und *FLÄCHE UNTER DER KURVE* die höchsten Rangzahlen als Hinweis für die stärkste Beeinflussung durch die verschiedenen Stenosengrade erreicht. Die niedrigsten Rangzahlen bei allen Stenosegraden zeigen die klassischen Parameter *MIF25*, *FIV1* und *MIF75*, wobei *FIV1* stets die niedrigste Rangzahl bekommt. Die Unterschiede zwischen den verschiedenen Parametern sind gering. Ein signifikanter Unterschied besteht nur zwischen *FIV1* und allen anderen Parametern. Bei den untersuchten neuen Parametern werden die niedrigsten Rangwerte bei dem Parameter *WIDTH* beobachtet.

3.2 Doppelstenosen

Die Auswertung der *Doppelstenosen* erfolgte mit Hilfe des Wilcoxon-Test. Dabei untersuchten wir anhand des expiratorischen bzw. inspiratorischen Peak Flow, welchen Einfluß *Doppelstenosen* mit variierendem Abstand zwischen der ersten und zweiten Stenose auf diesen Parameter haben. Es wurden die verschiedenen *Doppelstenosen* untereinander verglichen, sowie das Verhalten der *Doppelstenosen* zu einer einfachen Stenose gleichen Durchmessers beurteilt. Der Einfluß der *Doppelstenosen* auf die Atemfunktion wurde anhand von *PEF* und *PIF* betrachtet, da von uns für diese beiden Parameter eine herausragenden Bedeutung hinsichtlich der Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion ermittelt werden konnte.

3.2.1 Expiration

Tabelle 3.9. zeigt die bei forcierter Atmung durch die verschiedenen *Doppelstenosen* bzw. eine einfache Stenose gleichen Durchmessers erreichten Peak Flow Werte von 20 Probanden. Die

daraus ermittelten Signifikanzen der Zentralwertunterschiede, die in Tabelle 3.10. wiedergegeben sind, sollen im Folgenden beschrieben werden.

Beim Vergleich der *Doppelstenose* mit 36 mm Abstand zwischen zwei Stenosen mit den *Doppelstenosen* mit 28, 24, 20, 16, 12 und 8 mm Abstand zwischen vorderer und hinterer Stenose fielen höhere Peak Flow Werte für die 36-er *Doppelstenose* auf. Dabei war der Unterschied gegenüber der 24-er und der 12-er *Doppelstenose* signifikant. Die 4-er *Doppelstenose* zeigte verglichen mit der 36-er Stenose ein indifferentes Verhalten. Bessere Werte als bei der 36-er *Doppelstenose* konnte man bei der 2-er *Doppelstenose* sehen. Eine Signifikanz wurde dabei nicht erreicht. Stets höhere Peak Flow Werte waren für die 4-er Stenose gegenüber allen anderen *Doppelstenosen* erkennbar. Ein signifikanter Unterschied bestand jedoch nur zur 24-er, 20-er und 12-er *Doppelstenose*.

	PEAK FLOW [L/S]									
VP-Nr.	36 mm	28 mm	24 mm	20 mm	16 mm	12 mm	8 mm	4 mm	2 mm	Einfache Stenose (Ø 6 mm)
1	2,7	2,6	2,8	3,1	2,8	2,7	3,0	2,9	4,2	2,8
2	2,9	3,6	2,2	3,3	4,1	3,4	3,4	3,2	4,4	3,5
3	2,7	2,4	2,2	2,4	2,0	2,4	2,0	2,6	2,7	2,5
4	2,7	2,0	2,0	3,1	1,8	2,2	2,1	2,3	2,2	1,9
5	2,3	2,6	2,3	2,6	1,8	2,1	2,3	2,8	3,4	3,1
6	2,9	2,5	2,3	3,4	2,6	2,2	2,5	2,5	2,3	2,4
7	2,6	2,5	2,6	2,6	2,7	2,2	2,5	2,6	2,4	2,5
8	2,1	2,3	2,4	2,2	2,2	2,2	2,8	2,7	2,9	2,7
9	2,6	2,5	2,7	2,5	2,6	2,6	3,0	2,7	2,7	2,6
10	1,9	1,7	1,5	1,4	1,4	1,5	1,5	1,7	1,7	1,6
11	2,4	2,4	2,4	2,4	1,8	2,3	1,6	2,3	1,8	2,3
12	2,0	2,0	1,6	1,7	1,7	1,9	1,9	2,0	2,1	1,7
13	1,9	2,3	2,0	1,9	1,9	1,9	2,1	2,2	2,1	1,8
14	2,4	2,1	1,6	1,8	1,5	2,3	1,8	2,0	2,2	1,7
15	2,1	2,0	2,0	1,8	1,9	2,2	2,4	2,6	2,2	1,9
16	3,5	3,3	3,7	2,5	3,9	3,3	3,4	3,4	3,7	3,6
17	2,7	2,2	1,6	1,7	2,0	1,7	2,5	1,9	2,1	2,3
18	3,1	2,7	3,0	2,8	3,2	3,2	3,9	3,2	3,2	3,0
19	3,7	3,9	3,5	3,2	3,7	3,7	3,3	3,9	3,7	3,2
20	2,9	2,8	3,3	2,5	2,8	3,0	3,0	2,5	3,5	2,5
MW	2,6	2,5	2,4	2,4	2,4	2,4	2,5	2,6	2,8	2,5

Tab.3.9.: Peak Flow bei Atmung durch *Doppelstenosen* unterschiedlichen Abstands bzw. eine Ringblende gleichen Durchmessers (*forcierte Expiration*, *n=20*).

Beim Vergleich der 2-er *Doppelstenose* mit *Doppelstenosen* längeren Abstands zwischen erster und zweiter Stenose zeigten sich stets höhere Peak Flow Werte für die 2-er *Doppelstenose*. Dabei war der Unterschied außer gegenüber der 4-er, der 8-er und der 36-er *Doppelstenose* signifikant.

DOPPELSTENOSEN									
ABSTAND	36 mm	28 mm	24 mm	20 mm	16 mm	12 mm	8 mm	4 mm	2 mm
36 mm									
28 mm	n.s.								
24 mm	*								
20 mm	n.s.	n.s.	n.s.						
16 mm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.					
12 mm	*	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.				
8 mm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.			
4 mm	n.s.	n.s.	*	*	n.s.	*	n.s.		
2 mm	n.s.	*	**	*	**	**	n.s.	n.s.	
Einf. Stenose	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	**

Tab. 3.10.: Wilcoxon- Test von PEF bei Doppelstenosen unterschiedlichen Abstands und einer Ringblende gleichen Durchmessers (n.s.= nicht signifikant; * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$; $n=20$)

Bei der Gegenüberstellung von *Doppelstenosen* und *Ringblende* konnte kein signifikanter Unterschied der Peak Flow Werte festgestellt werden. Nur bei der 2-er *Doppelstenose* wurden signifikant bessere Werte erreicht als bei der *Ringblende* gleichen Durchmessers.

3.2.2 Inspiration

Tabelle 3.11. zeigt die bei der Inspiration ermittelten Peak Flow Werte bei vorgeschalteten *Doppelstenosen* bzw. vorgeschalteter einfacher Stenose gleichen Durchmessers. Nach Berechnung der Signifikanzen der Zentralwertunterschiede des Peak Flow (Tab. 3.12.) können die im Folgenden beschriebenen Feststellungen getroffen werden.

Vergleicht man die *Doppelstenose* mit einem Stenosenabstand von 36 mm mit *Doppelstenosen* geringeren Abstands, fallen mit Ausnahme der *Doppelstenosen* mit 28, 24 und 16 mm

Stenosenabstand bessere Werte für die *Doppelstenosen* mit Abständen kürzer als 36 mm auf. Dabei ist gegenüber der 2-er *Doppelstenose* der Unterschied signifikant.

	PEAK FLOW [L/S]									
VP-Nr	36 mm	28 mm	24 mm	20 mm	16 mm	12 mm	8 mm	4 mm	2 mm	Einfache Stenose (Ø6mm)
1	2,3	2,3	2,3	2,4	2,7	2,4	2,7	2,5	2,9	2,6
2	2,8	2,7	2,6	2,5	2,6	2,7	2,7	2,6	3,0	2,7
3	1,9	2,2	2,1	2,2	1,7	2,2	2,0	2,3	1,9	1,9
4	1,5	1,6	1,7	1,7	1,4	1,5	1,8	1,5	2,1	1,5
5	2,2	2,3	2,6	2,4	2,1	2,4	2,4	2,3	3,5	2,5
6	1,9	1,8	1,9	2,0	1,7	2,0	1,8	1,8	3,3	1,7
7	2,0	2,0	2,0	2,2	2,1	2,3	2,2	2,8	2,5	2,4
8	2,2	2,4	2,5	2,0	2,1	2,1	2,6	2,4	2,7	2,5
9	1,8	1,6	1,6	1,8	1,8	1,9	1,9	2,1	2,1	1,8
10	2,8	2,6	2,6	2,6	2,3	2,5	2,5	2,6	3,1	2,6
11	2,3	2,3	2,3	2,8	2,2	2,4	2,2	2,5	2,4	2,5
12	1,8	1,6	1,6	1,9	1,7	1,8	1,8	2,0	2,9	1,6
13	1,9	1,7	1,7	1,8	1,6	1,9	1,7	1,8	2,0	1,8
14	2,0	1,7	1,8	1,8	1,7	2,0	1,6	1,7	2,0	2,0
15	1,7	1,8	1,7	1,7	1,8	1,9	1,8	1,9	2,0	1,7
16	2,2	2,3	2,6	2,0	2,1	2,4	2,4	2,5	2,6	2,0
17	1,8	1,6	1,6	1,7	1,8	1,7	1,8	1,6	1,8	1,8
18	2,6	2,3	2,5	2,7	2,5	2,7	2,7	2,7	2,7	2,6
19	2,2	2,2	2,5	2,4	2,7	2,6	2,6	2,6	2,4	2,0
20	2,1	2,2	1,9	2,2	2,0	2,1	2,1	2,1	2,3	2,1
MW	2,1	2,1	2,1	2,1	2	2,2	2,2	2,2	2,5	2,1

Tab. 3.11.: Peak Flow bei Atmung durch *Doppelstenosen* unterschiedlichen Abstands bzw. eine Ringblende gleichen Durchmessers (*forcierte Inspiration*, n=20)

Für die 16-er *Doppelstenose* ergeben sich signifikant niedrigere Peak Flow Werte beim Vergleich mit der 12-er , 8-er , 4-er und der 2-er *Doppelstenose*.

Signifikant höhere Werte findet man für die 4-er *Doppelstenose* beim Vergleich mit der 28-er und wie oben schon beschrieben der 16-er *Doppelstenose*. Gegenüber allen anderen *Doppelstenosen* zeigt die 4-er Stenose zwar höhere Werte, es wird jedoch keine Signifikanz erreicht.

Stets signifikant höhere Werte erhält man für die 2-er *Doppelstenose* beim Vergleich mit allen anderen *Doppelstenosen*.

Zwischen *Doppelstenosen* und *Ringblende* gleichen Durchmessers kann man meist keine signifikanten Unterschiede feststellen. Nur zwischen der 2-er *Doppelstenose* und der *Ringblende* besteht ein hochsignifikanter Unterschied, wobei für die *Doppelstenose* höhere Peak Flow Werte erreicht werden. Anders verhält es sich im Vergleich der *Ringblende* zur 16-er Stenose. Es besteht ein signifikanter Unterschied mit höheren Peak Flow Werten für die *Ringblende*.

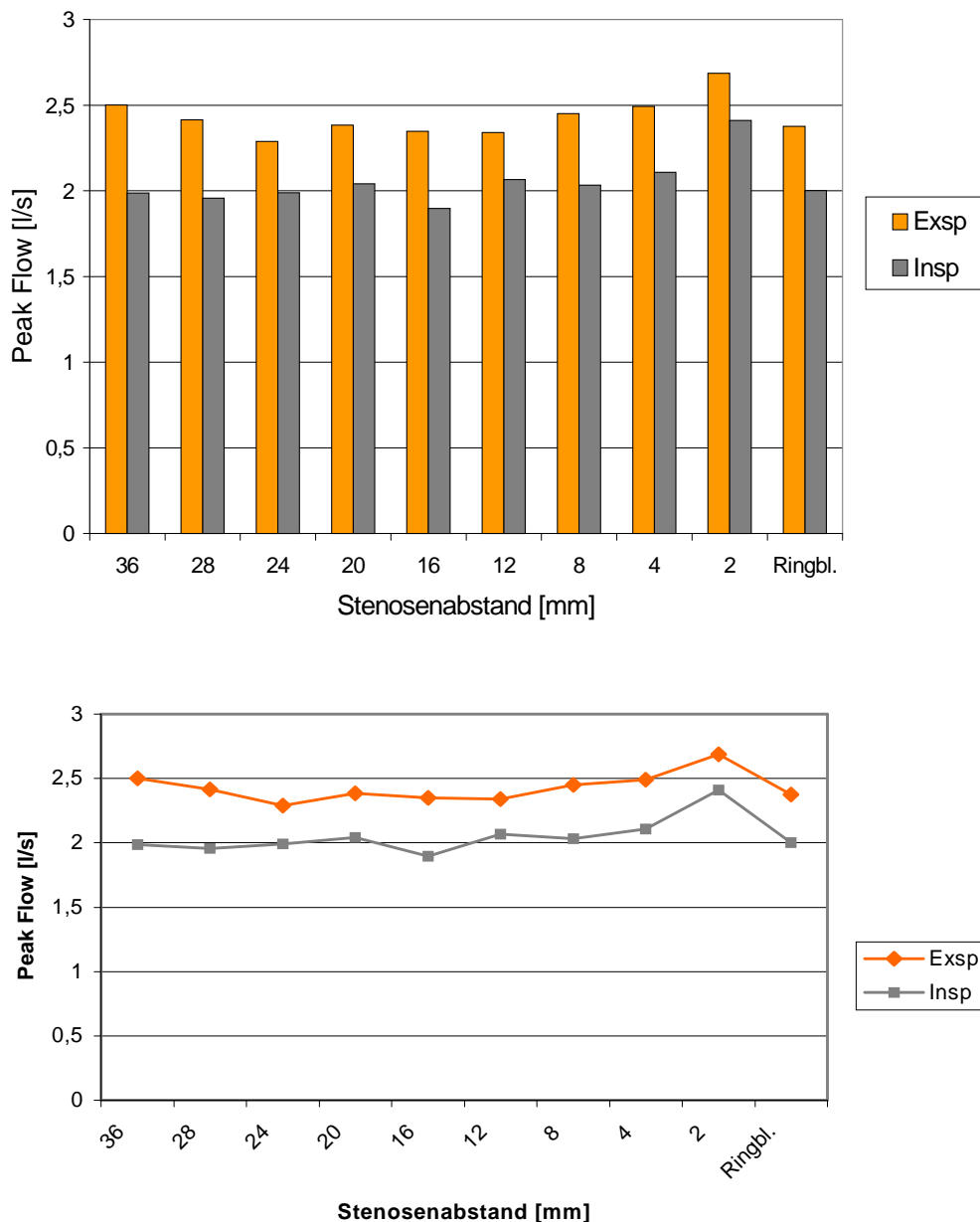
DOPPELSTENOSEN									
ABSTAND	36 mm	28 mm	24 mm	20 mm	16 mm	12 mm	8 mm	4 mm	2 mm
36 mm									
28 mm	n.s.								
24 mm	n.s.	n.s.							
20 mm	n.s.	n.s.	n.s.						
16 mm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.					
12 mm	n.s.	*	n.s.	n.s.	**				
8 mm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	**	n.s.			
4 mm	n.s.	*	n.s.	n.s.	**	n.s.	n.s.		
2 mm	***	***	***	**	***	**	***	**	
Einfache Stenose	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.	n.s.	***

Tab. 3.12.: Wilcoxon- Test von PIF bei Doppelstenosen unterschiedlichen Abstands und einer Ringblende gleichen Durchmessers (n.s.= nicht signifikant; * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$; *** = $p < 0,001$; n=20)

3.2.3 Zusammenfassung

In Diagramm 3.13. sind die Mittelwerte des Peak Flow von 20 Probanden für die verschiedenen Doppelstenosen sowie für die Ringblende gleichen Durchmessers für Inspiration und Expiration abgetragen. Expiratorisch werden bei allen *Doppelstenosen* als auch bei der *Ringblende* höhere Atemflußwerte erreicht als bei der Inspiration. Betrachtet man sich die Änderung des

Spitzenflusses, ist ein eher indifferentes Verhalten zu erkennen. Eine zentrale Tendenz der Atemflußwerte der verschiedenen Doppelstenosen kann nicht beobachtet werden. Auffallend ist jedoch, daß sowohl bei Inspiration als auch bei Expiration bei 2 mm Stenosenabstand höhere Spitzenflußwerte erreicht werden als bei Doppelstenosen mit größerem Abstand zwischen zwei Stenosen.



Diagr. 3.13: Peak Flow bei Atmung durch Doppelstenosen unterschiedlichen Abstands bzw. einer Ringblende gleichen Durchmessers (*forcierte Expiration und Inspiration, n=20*)

Dies konnte mit Hilfe des Wilcoxon-Test bestätigt werden, wobei ein zumeist signifikanter Unterschied der 2-er Stenose zu den anderen *Doppelstenosen* ermittelt werden konnte. Weiterhin fällt auf, daß expiratorisch mit zunehmenden Stenosenabstand von 4 mm auf 16 mm die Peak Flow Werte abnehmen, um dann bei einem Stenosenabstand von 28 mm und 36 mm wieder anzusteigen. Dieses Verhalten konnte mit Hilfe der statistischen Auswertung bestätigt werden, wobei jedoch selten signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen *Doppelstenosen* zu ermitteln waren. Inspiratorisch sieht man eine Verringerung des Peak Flow mit zunehmenden Stenosenabstand, wobei bei der 16-er Stenose der kleinste Wert erreicht wird. Der Unterschied der 16-er Stenose zu *Doppelstenosen* mit geringeren Stenosenabständen erwies sich dabei als signifikant. Bei Stenosenabständen von 20 mm bis 36 mm sind keine signifikanten Veränderungen des Peak Flow zu erkennen. Eine Änderung des Abstandes der Stenosen hat hier keinen weiteren Einfluß.

Beim Vergleich der Atemflußwerte, die bei Atmung durch eine vorgeschaltete *Ringblende* bzw. vorgeschaltete *Doppelstenosen* mit gleichem Durchmesser erreicht werden, kann keine zentrale Tendenz erkannt werden.

Einzig beim Vergleich der 2-er *Doppelstenose* mit der *Ringblende* gleichen Durchmessers zeigen sich sowohl bei Inspiration als auch bei Expiration signifikant höhere Spitzenflußwerte für die *Doppelstenose*.

3.3 Langstreckige Stenosen

Zur Untersuchung des Einflusses von *Langstreckigen Stenosen* auf die Atmung diene ebenfalls der Wilcoxon Test. Dabei wurde das Verhalten des inspiratorischen und expiratorischen Peak Flow bei Atmung durch verschiedene *Langstreckige Stenosen* betrachtet. Verglichen wurden die Peak Flow Werte der verschiedenen *Langstreckigen Stenosen* untereinander sowie die Werte von *Langstreckigen Stenosen* mit denen einer einfachen Stenose von 6 mm Durchmesser.

3.3.1 Expiration

Die bei forcierter Atmung durch vorgeschaltete *Langstreckige Stenosen* erreichten *PEF* Werte sowie *PEF* bei forcierter Expiration durch eine einfache Stenose mit 6 mm Durchmesser zeigt Tabelle 3.13.. Mit Hilfe des Wilcoxon Test konnten aus den Zentralwertunterschieden zwischen

den verschiedenen *Langstreckigen Stenosen* Signifikanzen berechnet werden, die in Tabelle 3.14. wiedergegeben sind und im Folgenden beschrieben werden sollen.

Bei Atmung durch die 37 mm lange Stenose wurde meist ein niedrigerer Peak Flow erreicht als bei Atmung durch kürzere Stenosen. Dieser Unterschied ist jedoch nur beim Vergleich mit der 34 mm langen Stenose signifikant. Für die 34 mm lange Stenose ergeben sich im Vergleich mit den anderen *Langstreckigen Stenosen* in allen Fällen, mit Ausnahme zur 25 mm und 13 mm langen Stenose, signifikant bessere Werte. Mit abnehmender Stenosenlänge kann keine Tendenz mehr erkannt werden.

	PEAK FLOW [L/S]								
VP-NR	37 mm	34 mm	29 mm	25 mm	21 mm	17 mm	13 mm	11 mm	Einfache Stenose (Ø6mm)
1	2,1	2,2	2,5	2,2	2,2	2,2	2,2	2,1	2,1
2	2,1	3,2	3,0	3,3	2,6	3,0	2,7	3,0	2,3
3	2,7	2,9	2,9	2,7	2,8	2,5	3,0	2,7	2,7
4	2,8	2,5	2,3	2,7	2,9	2,5	2,9	2,6	2,7
5	2,7	3,3	3,0	2,9	3,0	2,9	3,0	3,3	2,6
6	2,6	2,6	2,5	2,7	2,3	2,8	2,6	2,2	2,3
7	3,4	3,5	2,8	3,0	3,1	2,8	2,8	3,3	2,4
8	2,7	3,2	2,9	3,0	2,8	2,6	2,9	2,8	2,8
9	3,3	3,1	3,3	3,6	3,4	3,5	3,3	3,0	3,5
10	3,8	3,8	3,7	3,8	3,2	3,1	3,3	3,7	3,0
11	3,0	3,7	2,5	3,9	3,5	3,1	3,1	3,5	3,4
12	2,2	2,7	2,3	2,6	2,4	2,3	2,2	2,8	2,3
13	3,0	3,0	2,6	2,8	2,9	3,2	3,0	2,9	2,6
14	2,7	3,1	3,0	2,7	2,9	3,0	3,0	3,5	2,5
15	2,9	2,9	2,6	2,5	2,8	2,9	3,1	2,9	2,7
16	3,1	3,4	3,1	3,1	3,2	3,3	3,4	2,9	2,5
17	2,0	2,1	2,1	2,0	1,8	2,1	2,1	2,2	1,9
18	2,8	3,0	3,1	2,9	3,0	3,1	3,2	2,5	2,2
19	3,1	3,1	2,9	3,1	2,9	3,0	2,9	3,2	2,5
20	2,5	2,7	2,3	2,8	2,7	2,5	2,6	2,5	2,1
MW	2,8	3,0	2,8	2,9	2,8	2,8	2,9	2,9	2,5

Tab. 3.13.: Peak Flow bei Atmung durch *Langstreckige Stenosen* bzw. eine Ringblende gleichen Durchmessers (forcierte Expiration, n=20)

Der Peak Flow zeigt hier ein eher indifferentes Verhalten.

Beim Vergleich der Peak Flow Werte der verschiedenen *Langstreckigen Stenosen* mit dem einer *Ringblende* gleichen Durchmessers sieht man in allen Fällen einen signifikanten Unterschied, wobei die *Langstreckigen Stenosen* stets bessere Peak Flow Werte erreichen als die Ringblende.

LANGSTRECKIGE STENOSEN								
LÄNGE	37 mm	34 mm	29 mm	25 mm	21 mm	17 mm	13 mm	11 mm
37 mm								
34 mm	**							
29 mm	n.s.	**						
25 mm	n.s.	n.s.	n.s.					
21 mm	n.s.	*	n.s.	n.s.				
17 mm	n.s.	*	n.s.	n.s.	n.s.			
13 mm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.		
11 mm	n.s.	*	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
Einfache Stenose	*	***	*	***	***	**	***	**

Tab. 3.14.: Wilcoxon- Test von PEF bei Langstreckigen Stenosen und einer Ringblende gleichen Durchmessers (n.s.= nicht signifikant; * = $p<0,05$; ** = $p<0,01$; *** = $p<0,001$; n=20)

3.3.2 Inspiration

Die Peak Flow Werte bei forcierter Inspiration durch vorgeschaltete *Langstreckige Stenosen* bzw. durch eine *Ringblende* gleichen Durchmessers sind in Tabelle 3.15. aufgezeichnet. Die daraus ermittelten Signifikanzen der Zentralwertunterschiede findet man in Tabelle 3.16.. Hier ist erkennbar, daß die 37 mm lange Stenose gegenüber der 34 mm, der 25 mm und der 13 mm langen Stenose einen signifikant niedrigeren Peak Flow zeigt . Auch beim Vergleich mit der 17 mm, der 21 mm und der 11 mm langen Stenose werden für die 37 mm lange Stenose niedrigere Werte erreicht. Es besteht jedoch kein signifikanter Unterschied. Höhere Peak Flow Werte als bei den anderen *Langstreckigen Stenosen* findet man für die Stenose mit 34 mm Länge. Dabei kann außer im Vergleich mit der 21 mm langen Stenose Signifikanz erreicht werden.

Signifikant niedrigere Werte im Vergleich mit Stenosen geringerer Länge findet man für die 29 mm lange Stenose. Nur gegenüber der 11 mm langen Stenose ist der Unterschied nicht signifikant.

	PEAK FLOW [L/S]								
VP-NR	37 mm	34 mm	29 mm	25 mm	21 mm	17 mm	13 mm	11 mm	Einfache Stenose (Ø6mm)
1	2,3	2,2	2,3	2,5	2,3	2,7	2,4	2,4	2,2
2	2,5	3,1	2,8	3,0	2,6	2,6	2,9	3,0	2,7
3	2,4	2,3	2,1	2,2	2,5	2,2	2,0	2,2	2,1
4	3,1	3,6	3,3	3,1	3,7	3,1	3,4	3,2	3,1
5	2,4	2,9	2,5	2,5	2,8	2,8	2,6	2,6	2,2
6	2,3	2,1	2,2	2,5	2,4	2,3	2,2	2,4	2,0
7	2,5	2,8	2,6	2,8	2,7	2,6	2,6	2,6	2,2
8	2,5	3,0	2,7	3,0	2,6	2,6	2,8	2,8	2,7
9	2,9	2,7	3,0	2,6	3,1	3,1	2,9	2,9	3,2
10	2,8	3,0	2,5	3,0	2,5	2,9	3,0	2,9	2,6
11	2,8	2,8	2,6	2,8	2,6	2,6	3,1	2,6	2,2
12	2,3	2,7	2,3	2,6	2,6	2,6	2,7	2,7	2,2
13	2,7	3,0	2,9	2,7	2,9	2,6	2,8	2,6	2,5
14	2,2	2,6	2,0	2,2	2,0	2,2	2,0	2,2	2,3
15	2,4	2,6	2,2	2,6	2,2	2,5	2,5	2,1	2,2
16	2,5	2,8	2,3	2,0	2,5	2,5	2,6	2,6	2,1
17	2,8	2,9	2,7	2,9	2,8	2,6	2,6	2,5	2,3
18	2,1	2,5	2,1	2,5	2,0	2,2	2,3	2,1	2,2
19	2,4	2,4	2,2	2,4	2,5	2,2	2,3	2,1	1,7
20	2,2	2,3	2,3	2,3	2,5	2,3	2,4	2,3	2,3
MW	2,5	2,7	2,5	2,6	2,6	2,6	2,6	2,5	2,4

Tab.3.15.: Peak Flow bei Atmung durch Langstreckige Stenosen bzw. eine Ringblende gleichen Durchmessers (*forcierte Inspiration, n=20*)

Mit abnehmender Stenosenlänge kann keine Tendenz mehr erkannt werden. Der Peak Flow zeigt hier ein indifferentes Verhalten. Beim Vergleich von *Langstreckigen Stenosen* mit einer *Ringblende* gleichen Durchmessers fallen höhere Peak Flow Werte zu Gunsten der

Langstreckigen Stenosen auf. Dabei wird außer beim Vergleich mit der 29 mm langen Stenose stets ein signifikanter Unterschied erreicht.

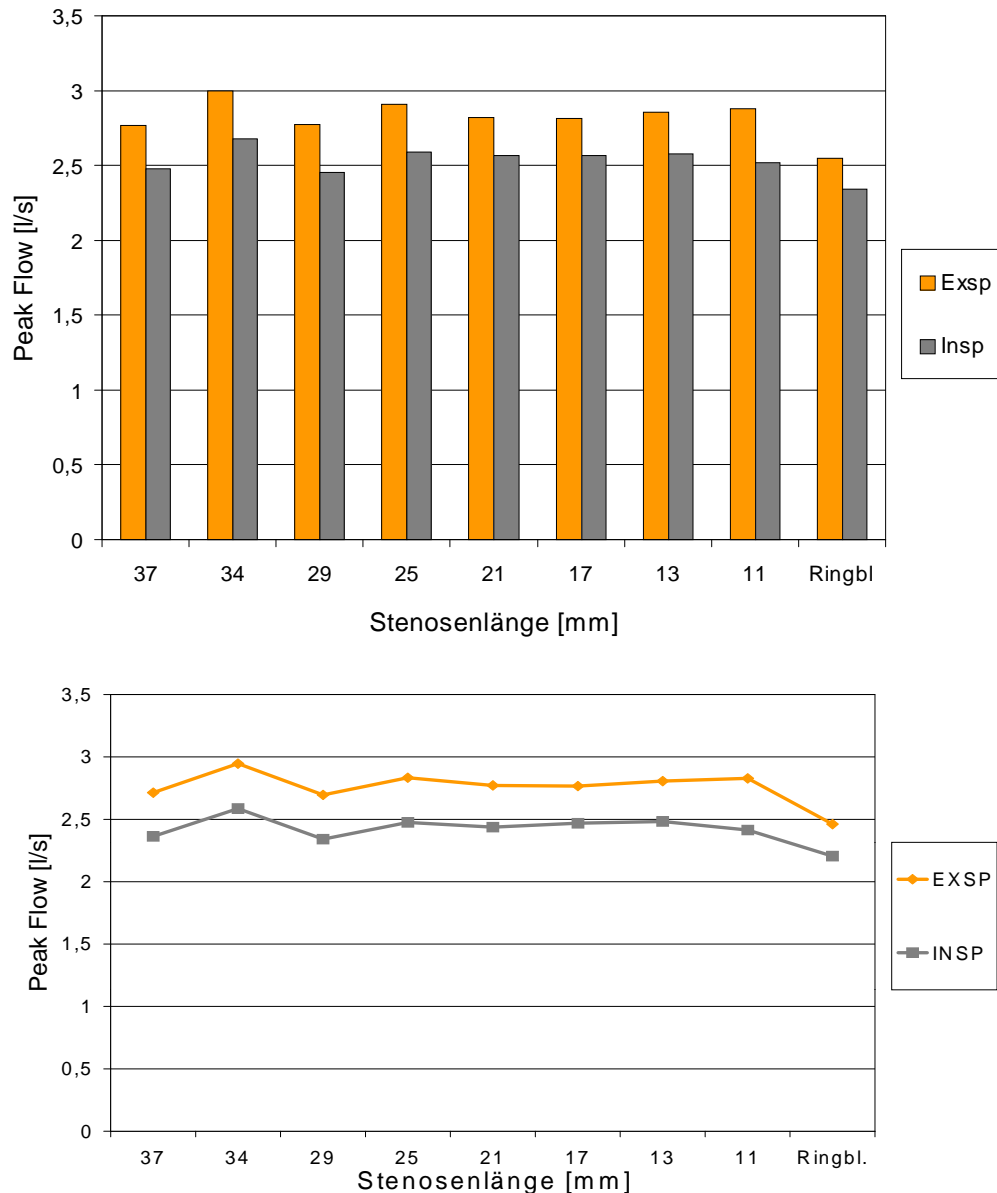
LANGSTRECKIGE STENOSEN								
LÄNGE	37 mm	34 mm	29 mm	25 mm	21 mm	17 mm	13 mm	11 mm
37 mm								
34 mm	**							
29 mm	n.s.	**						
25 mm	*	*	*					
21 mm	n.s.	n.s.	*	n.s.				
17 mm	n.s.	*	*	n.s.	n.s.			
13 mm	*	*	**	n.s.	n.s.	n.s.		
11 mm	n.s.	**	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	
Einfache Stenose	*	**	n.s.	**	**	**	**	**

Tab. 3.16.: Wilcoxon-Test von PIF bei Langstreckigen Stenosen und einer Ringblende gleichen Durchmessers
(n.s. = nicht signifikant; * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$; $n = 20$)

3.3.3 Zusammenfassung

Auffallend sind zunächst die stets höheren Peak Flow Werte für die Expiration im Vergleich zur Inspiration bei allen *Langstreckigen Stenosen* als auch bei der *Ringblende* gleichen Durchmessers (*Diagr. 3.14.*)

Expiratorisch und inspiratorisch werden bei forcierter Atmung durch die 34 mm lange Stenose signifikant bessere Peak Flow Werte erreicht als bei Atmung durch die anderen *Langstreckigen Stenosen*. Mit Abnahme der Stenosenlänge kann bei der Expiration keine zentrale Tendenz der Peak Flow Werte erkannt werden. Bei der Inspiration sind signifikant niedrigere Peak Flow Werte für die 29 mm lange Stenose gegenüber allen anderen Stenosen auffällig. Mit abnehmender Stenosenlänge kann man auch hier ein indifferentes Verhalten der Werte beobachten.



Diagr. 3.14.: Peak Flow bei Atmung durch Langstreckige Stenosen unterschiedlicher Länge bzw. einer Ringblende gleichen Durchmessers (**forcierte Expiration und Inspiration, n=20**)

Vergleicht man den Peak Flow von vorgeschalteten *Langstreckigen Stenosen* mit dem einer *Ringblende* gleichen Durchmessers kann man sowohl für die Inspiration als auch für die Expiration eine stärkere Atembehinderung durch die *Ringblende* erkennen, d.h. bei *Langstreckigen Stenosen* werden in den meisten Fällen signifikant höhere Atemflußwerte erreicht als bei einer *Ringblende* gleichen Durchmessers. In Diagramm 3.14. sind die Mittelwerte des Peak Flow von 20 Probanden dargestellt. Dabei werden die oben beschriebenen Beobachtungen deutlich.

4 Diskussion

Es gibt eine Vielzahl von diagnostischen Möglichkeiten (Spirometrie, Bodyplethysmographie, Oszillometrie, Blutgasanalyse, Endoskopie und Radiologie), Obstruktionen im Bereich der extrathorakalen Atemwege zu erkennen (vgl. SCHUMANN/WEERDA 1980; SIEMON/THOMA 1972; WANGER 1992). Die Spirometrie einschließlich der Registrierung der Fluß-Volumen-Kurve stellt die Basis der Lungenfunktionsdiagnostik dar. In verschiedenen Untersuchungen konnte gezeigt werden, daß diese Methode zur Erkennung und Quantifizierung einer Stenose im Larynx- und Trachealbereich hervorragend geeignet ist (vgl. MAREK et al. 1997; HÖJER et al. 1991; HYATT/BLACK 1973; OWENS/MURPHY 1983; REUBEN/CHERNIAK 1992). Dabei besitzt die Spirometrie bei der Entdeckung einer extrathorakalen Obstruktion eine höhere Aussagekraft als bodyplethysmographisch gemessene Widerstandswerte (vgl. WAßERMANN et al. 1999). Ein weiterer wesentlicher Vorteile gegenüber der als „Goldstandard“ in der Lungenfunktionsdiagnostik geltenden Bodyplethysmographie (vgl. MAREK et al. 1997) liegt in der Möglichkeit des bettseitigen Einsatzes. Im Gegensatz zur Bodyplethysmographie, die aufgrund der relativ hohen Investitionskosten meist nur in spezialisierten, großen Kliniken zur Verfügung steht, sind apparativer Aufwand sowie die Kosten für die Durchführung bei der Spirometrie gering. Für den Patienten bietet die Spirometrie den wesentlichen Vorteil der schonenden und schnellen Durchführung. Gegenüber endoskopischen und radiologischen Untersuchungsmethoden, welche nur Aussagen zur Stenosenlokalisierung und Ausdehnung zulassen, zeichnet sich die Spirometrie durch die Möglichkeit der Beurteilung der funktionellen Behinderung der Atmung aus.

Einschränkend muß erwähnt werden, daß die Ergebnisse stark von der Anleitung des Untersuchers als auch von der Mitarbeit des Probanden abhängen. Mehrfachmessungen sind notwendig (mindestens 3 Versuche), um Fehler zu vermeiden. Außerdem finden sich in der klinischen Praxis häufig nur bei hochgradigen Stenosierungen signifikante Einschränkungen der Spirometrieparameter. Es ist deshalb notwendig, die Spirometrieparameter einer differenzierten Betrachtung hinsichtlich ihrer Abhängigkeit vom Stenosegrad zu untersuchen.

Es stellte sich für uns die Frage, wie extrathorakale Stenosen im Experiment nachzuahmen sind. In Untersuchungen von verschiedenen Autoren (vgl. FENDEL 1967; GAMSU et al. 1980; JORDANOGLU/PRIDE 1968; LAVELLE et al. 1978; MILLER/HYATT 1969; KRYGER et al. 1976; EMPEY 1972; SCHUCHARDT et al. 1984; GIBSON et al. 1973; ULMER/ISLAM 1971) wurden dazu

vor den Mund geschaltete Lochblenden verwendet. SCHUCHARDT et al. beispielsweise betrachteten an einem Probandenkollektiv von 27 gesunden Versuchspersonen die Atmung durch Lochblenden mit 12 mm, 10 mm, 8 mm, 6 mm und 4,5 mm Durchmesser und untersuchten dabei in- und expiratorische Spitzengeschwindigkeiten sowie den Atemwegswiderstand (vgl. SCHUCHARDT et al. 1984). BÜHLMANN wählte für seine Untersuchungen Stenosendurchmesser von 20 mm, 10 mm, 5 mm und 2 mm und beurteilte die Sauerstoffaufnahme, das Minutenvolumen, die Blutgase, die Vitalkapazität und die Alveolarfunktion (vgl. BÜHLMANN 1948). Als Nachteil beider Untersuchungen ist dabei die fehlende Betrachtung weiterer praxisrelevanter Lungenfunktionsparameter zu sehen. RONCORNİ et al. führten einen Stenosenversuch mit einer 9 mm und einer 6 mm Blende durch und betrachteten die Änderung der Fluß-Volumen-Kurve. Weitere Untersuchungen hinsichtlich der Änderung der Fluß-Volumen-Kurve bei zusätzlichen Stenosegraden wurden nicht durchgeführt. Auch wurden keine Aussagen zu Lungenfunktionsparametern getroffen (vgl. RONCORNİ et al. 1975).

Die beschriebenen Lochblenden kamen auch bei unserem Versuch in verschiedenen Variationen zur Anwendung. Lungengesunde Probanden führten durch die in eine Black Box eingebrachten künstlichen Stenosen forcierte inspiratorische bzw. expiratorische Atemmanöver aus. Da diese Stenosen eine Widerstandserhöhung in allen Abschnitten der nachgeschalteten Lunge bewirkten verhielten sie sich somit ähnlich einer fixierten extrathorakalen Atemwegsbehinderung im Bereich der Trachea (vgl. SCHUCHARDT et al. 1984). Der experimentelle Versuch mit künstlichen Stenosen bietet dabei gegenüber Untersuchungen an Patienten mit Trachealstenosen wesentliche Vorteile. Während bei der Betrachtung am Patienten nur der Zustand zum Zeitpunkt der Untersuchung erfaßt werden kann, ist bei artifizieller Stenosierung eine fein abgestimmte Veränderung der Stenosen hinsichtlich ihres Durchmessers, der Länge und ihrer Form möglich. Somit kann jede Stenosenform in all ihren Abstufungen getrennt dargestellt werden. Ein Nachteil dieser Methodik ist die strömungsphysikalisch ungünstige Form der künstlichen Stenosierungen im Vergleich zu Stenosen des Kehlkopfes und der Trachea. Dies bestätigte auch SCHUCHARDT, der für künstliche Lochblenden einen doppelt so hohen Widerstand gegenüber Patienten mit Stenosen gleichen Durchmessers nachwies (vgl. SCHUCHARDT et al. 1984). Auch INGELSTEDT/TOREMALM, die Strömungsuntersuchungen an einem Trachealmodell verschiedener Längen durchführten, wiesen darauf hin, daß die Trachea nur mit Einschränkung mit einer geraden Röhre verglichen werden kann (vgl. INGELSTEDT/TOREMALM 1961).

Da künstliche Stenosen wie fixierte Stenosen wirken konnten die in der Klinik ebenfalls vorkommenden variablen Stenosen bei dieser Untersuchung nicht berücksichtigt werden.

Um eine extrathorakale Stenosierung zu erkennen, wird in der Praxis neben einer Reihe von Spirometrieparametern die Fluß-Volumen-Kurve hinsichtlich ihrer Form betrachtet. Die in der Literatur beschriebene Eignung der Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve zur Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion kann jedoch durch diese Untersuchung nur mit Einschränkung bestätigt werden. MILLER/HYATT beschrieben je nach Unterteilung in extrathorakale oder intrathorakale fixierte, intrathorakale variable und extrathorakale variable Stenosen drei verschiedene Muster der Fluß-Volumen-Kurve. Dabei beobachteten sie bei fixierten Stenosen eine symmetrische Atembehinderung für die Expiration und Inspiration mit einer Plateaubildung, als Ausdruck eines konstanten Atemflusses über weite Teile der Vitalkapazität, in beiden Atemphasen (vgl. MILLER/HYATT 1969/1972). Für viele Autoren ist diese Plateaubildung für eine Obstruktion der oberen Atemwege charakteristisch, so daß sie dieses Kriterium zur Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion und deren Differenzierung von einer peripheren Stenose als geeignet ansehen (vgl. DAVIDSON/BURKE 1977). Auch MACHA et al. kamen bei einem experimentellen Versuch mit künstlicher Stenosenatmung zu dem Ergebnis, daß allein die Formanalyse der maximalen ex- und inspiratorischen Fluß-Volumen-Kurve als Screeninguntersuchung zur Erfassung und Differenzierung einer Trachealstenose geeignet ist. Diese Aussage bestätigten sie anhand von 44 Patienten mit extrathorakalen Atemwegsstenosen (vgl. MACHA et al. 1979).

Bei unserer Untersuchung wurden bei Betrachtung der Fluß-Volumen-Kurven der Probanden ebenfalls die von MILLER/HYATT beschriebenen spezifischen Änderungen der Kurvenformen mit zunehmender Stenosierung beobachtet. Somit kann zunächst bestätigt werden, daß bei einer Plateaubildung der inspiratorischen oder expiratorischen Fluß-Volumen-Kurve eine extrathorakale Obstruktion wahrscheinlich ist. Problematisch ist jedoch die Erkennung geringgradiger Stenosierungen, da man vor allem expiratorisch noch keine charakteristische Plateaubildung findet. Somit kann trotz Fehlen eines Plateaus eine geringgradige Stenosierung nicht sicher ausgeschlossen werden. Eine Aussage zum Schweregrad der Stenose durch die alleinige Betrachtung der Fluß-Volumen-Kurve gestaltet sich ebenfalls schwierig. Hier wird vor allem dem unerfahrenen Untersucher die Beurteilung der inspiratorischen Fluß-Volumen-Kurve Probleme bereiten. Der charakteristische Formwandel der Kurve, wie dies bei der Expiration der Fall ist, tritt nicht auf. Eine Plateaubildung ist inspiratorisch schon bei

geringgradiger Stenosierung vorhanden. Eine Abgrenzung zum Normalbefund ist kaum möglich.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß durch die Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve eine Stenose der oberen Atemwege erkannt werden kann, wobei jedoch eine genaue Aussage zum Schweregrad der Stenose schwierig und mit sehr viel Unsicherheit verbunden ist. Geringgradige Stenosen können aufgrund der uncharakteristischen Veränderungen der Fluß-Volumen-Kurve der Diagnostik entgehen. Die Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve ist somit als alleiniges diagnostisches Kriterium nicht ausreichend geeignet, eine Trachealstenose zu erkennen.

Trotz vielfältiger Untersuchungen in den vergangenen Jahren ist eine objektive funktionelle Beurteilung von Trachealstenosen mit Hilfe der Spirometrie noch immer problematisch. Es existieren eine Vielzahl von Lungenfunktionsparametern und Quotienten, die als aussagekräftig für die Beurteilung einer extrathorakalen Stenosierung beschrieben wurden. Uneinheitliche Bewertungen in der Literatur legen jedoch den Verdacht nahe, daß die Beurteilung einer extrathorakalen Stenosierung durch diese Parameter noch immer mit großen Unsicherheiten verbunden ist (vgl. MACHA et al. 1979).

Von uns wurden 12 in der Literatur erwähnte Parameter hinsichtlich Ihrer Eignung zur Erkennung einer extrathorakalen Obstruktion untersucht. Um neben den klassischen Spirometrieparametern neue Parameter hinsichtlich ihrer Möglichkeit zur Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion zu beurteilen, entwickelten wir ein neues Programm zur Meßdatenaufzeichnung. Damit gelang es, die Fluß-Volumen-Kurve genauer zu analysieren mit dem Ziel, einen noch aussagekräftigeren Parameter für die Diagnostik einer extrathorakalen Stenosierung und hier vor allem für geringgradige Stenosen zu finden. Somit betrachteten wir für Expiration und Inspiration getrennt mit *FLÄCHE UNTER DER KURVE*, *WIDTH*, *DELAY*, *FALLTIME*, *RISETIME* und *PLATEAULÄNGE* 6 neue Parameter, die in der bisherigen Literatur noch nicht beschrieben waren. Die Fläche der expiratorischen bzw. inspiratorischen Fluß-Volumen-Kurve wurde dabei in einem neuen Ansatz als Integral berechnet, welches als Verfahren bisher noch keine routinemäßige Anwendung erfuhr. Dabei gingen wir von folgender Überlegung aus: bei Betrachtung der Fluß-Volumen-Kurve fällt neben einer Flußreduktion eine Plateaubildung, hervorgerufen durch einen konstanten Atemfluß über einen bestimmten Anteil der Vitalkapazität, auf. Dies führte zu dem Versuch, die Fläche unter der Fluß-Volumen-Kurve zu bestimmen und die Eignung dieses Parameters bei der Beurteilung extrathorakaler Stenosierungen zu ermitteln. In bisherigen

Untersuchungen zu extrathorakalen Atemwegsstenosen fand dieser Parameter nur wenig Beachtung. BÖSER ermittelte die Fläche der Fluß-Volumen-Kurve mit Hilfe der Morphometrie (vgl. BÖSER 1995). Diese recht aufwendige Methode wurde in unserem Versuch durch eine computergestützte Integralberechnung der Fläche wesentlich verbessert.

Grundsätzlich konnte für alle untersuchten expiratorischen Parameter beobachtet werden, daß sie durch fixierte extrathorakale Stenosen beeinflußt werden. Trotzdem sind nicht alle im gleichen Maße geeignet, eine extrathorakale Obstruktion zu erkennen. Hier bestehen wesentliche Unterschiede zwischen den Parametern.

In unserer Untersuchung ermittelten wir *PEF* als expiratorischen Parameter der Wahl für die Erkennung einer extrathorakalen Obstruktion. *PEF* zeigte die uneingeschränkt größte Aussagekraft bei der Erkennung aller Grade der untersuchten Stenosierungen. Hiermit konnte die Ansicht verschiedener Autoren bestätigt werden, die *PEF* als geeigneten Parameter für die Diagnose extrathorakaler Stenosen beschrieben (vgl. ACRES/KRYGER 1981; AL-BAZZAZ et al. 1975; DOROW et al. 1978; HARRISON 1976; VÖSSING et al. 1995; QUANJER et al. 1997; SANCHIS/DIETZ-BETORET 1990; YENAULT et al. 1973). Die kontroverse Meinung von GABATHULER/BÜHLMANN und COTES et al., welche in der Messung des Peak Flow keine zusätzliche Information über die Schwere der Stenose sehen, muß abgelehnt werden (vgl. GABATHULER/BÜHLMANN 1976; COTES et al. 1997). Um Stenosierungen der Trachea frühzeitig zu erkennen, sollte *PEF* deshalb in der routinemäßigen Lungenfunktionsdiagnostik stets als Parameter erster Wahl zur Anwendung kommen. Die hervorragende Eignung von *PEF* zur Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion bietet für Patienten einen wesentlichen Vorteil. Da *PEF* mit einem einfachen Peak-Flow-Meter bestimmbar ist, kann eine Patientenselbstkontrolle durchgeführt werden.

Neben *PEF* können die Parameter *MEF75* und *FLÄCHE UNTER DER EXPIRATIONSKURVE* als sehr gut aussagefähig hinsichtlich der Erkennung einer extrathorakalen Obstruktion bezeichnet werden. Damit bestätigten sich die Untersuchungsergebnisse von BÖSER, die eine Eignung der expiratorischen Punkte zur Diagnostik einer extrathorakalen Stenosierung zeigten (vgl. BÖSER 1995). Systematische Untersuchungen zu *MEF75*, sind in der bisherigen Literatur kaum zu finden.

Die Parameter *MEF75* und *FLÄCHE UNTER DER EXPIRATIONSKURVE* sollten zur Gewinnung zusätzlicher Informationen neben *PEF* stets mitbestimmt werden, wenn entsprechende technische Voraussetzungen vorhanden sind.

Die Signifikanz der Parameter *PEF*, *MEF 75* und *FLÄCHE UNTER DER EXPIRATIONSKURVE* für die Erkennung einer extrathorakalen Obstruktion ist jedoch für die verschiedenen Stenosengrade nicht einheitlich. Sie sind erst ab einem Restquerschnitt der Stenose von ca. 30% verlässlich geeignet, eine extrathorakalen Obstruktion zu quantifizieren. Ab dieser Einengung konnte bei geringfügiger Änderung des Durchmessers eine starke Abnahme dieser Lungenfunktionsparameter beobachtet werden. Dies bestätigten Untersuchungen von AL-BAZZAZ et al., die ab einer Einengung der Stenose auf einen Durchmesser von 8 mm eine starke Abnahme von *PEF* beobachteten (vgl. AL-BAZZAZ et al. 1975). Es ist zu vermuten, daß es ab dieser Einengung zu zunehmenden Turbulenzen im Bereich der Stenose mit einem dadurch bedingten Anstieg des Widerstandes kommt (Abb.4.1.). Dies konnten auch DRAGOJEVIC et al. in ihren Experimenten zeigen. Sie stellten fest, daß ab einem Stenosendurchmesser von weniger als 8 mm der Widerstand exponentiell ansteigt (vgl. DRAGOJEVIC et al. 1979). SCHUCHARDT et al. beschrieben ebenfalls eine exponentielle Abhängigkeit der Atemwegswiderstände vom jeweiligen Durchmesser der Trachealstenose bzw. Lochblende (vgl. SCHUCHARDT et al. 1984).

Keine zusätzlichen Informationen über den Schweregrad der Stenosierung und damit zur Diagnostik extrathorakaler Obstruktion ungeeignet sind die klassischen Parameter *MEF50*, *MMEF*, *FEV1* und *MEF25* sowie die untersuchten neuen expiratorischen Parameter *WIDTH*, *DELAY*, *FALLTIME*, *RISETIME* und *PLATEAULÄNGE*. Ein signifikanter Zusammenhang von diesen Parametern mit dem Grad der Stenosierung konnte nicht gefunden werden. Die erwartungsgemäß schlechtesten Ergebnisse zeigten dabei bei den klassischen Parametern *MEF25* und *FEV1*. In Untersuchungen verschiedener Autoren konnte gezeigt werden, daß *MEF25* und *FEV1* im wesentlichen die Strömungsverhältnisse in den kleinen Atemwegen repräsentieren, bei welchen die Strömungsgeschwindigkeit durch die flußlimitierende Komponente der peripheren Atemwege bestimmt wird (vgl. BAUR 1997; PAGGIARO et al. 1997; KAPFERER 1954; BERNHARDSGRÜTTER et al. 1955; BOEZEN et al. 1995; PRIDE 1971; PETRO/KONIETZKO 1989). Dieser Teil ist somit vor allem von der Geometrie der peripheren Atemwege geprägt und weitestgehend unabhängig von der expiratorischen Kraftanstrengung des Probanden. Trotzdem findet man in der Literatur unterschiedliche Auffassungen über die Aussagefähigkeit des Parameters *FEV1*, eine extrathorakale Stenose zu erkennen. Die Meinung, daß *FEV1* als Parameter zur Erkennung extrathorakaler Stenosen ungeeignet ist wird von verschiedenen Autoren vertreten (vgl. BORKENSTEIN et al. 1978; PETRO et al. 1983; MAAßEN/KONIETZKO 1977). Dies konnte durch die Ergebnisse unserer Arbeit bestätigt werden. Eine andere Ansicht vertreten DOROW et al., die den Absolutwert der

Sekundenkapazität als prinzipiell geeignet für die Diagnostik von Trachealstenosen finden (vgl. DOROW et al. 1978). Damit unterstützen sie die Meinung verschiedener anderer Autoren (vgl. GABATHULER/BÜHLMANN 1976; PAGGIARO et al. 1997; ENGSTRÖM et al. 1964; MATTHYS 1975; CLARK 1970; SACKNER 1972), welche die Brauchbarkeit des expiratorischen *Tiffeneau-Tests* für die Beurteilung von Stenosen der oberen Atemwege bestätigen.

Für *MEF50* und *MMEF* sind in der Literatur wenig systematischen Untersuchungen zu finden. Ein Untersuchungsergebniss von GABATHULER/BÜHLMANN, die in der Ermittlung von *MEF50* keine Eignung zur Analytik der Mechanik der oberen Atemwege sehen, konnte durch unsere Ergebnisse gestützt werden (vgl. GABATHULER/BÜHLMANN 1976).

Bei den inspiratorischen Parametern zeigten *PIF*, *MIF50*, *MMIF* und *FLÄCHE UNTER DER INSPIRATIONSKURVE* die höchste Aussagekraft bezüglich der Erkennung einer extrathorakalen Obstruktion. Eine Differenzierung, welcher der oben genannten Parameter der diagnostisch Wertvollste ist, konnte aufgrund der geringen Unterschiede zwischen den Parametern nicht getroffen werden. DWYER/HEENEMANN, EJNELL et al. und ROTMANN et al. ermittelten *MIF50* als sensitivsten Indikator für die Diagnose extrathorakaler Atemwegsstenosen (vgl. DWYER/HEENEMANN 1984; EJNELL et al. 1984; ROTMANN et al. 1975). Die Eignung von *MIF50* kann durch diese Untersuchung zwar bestätigt, eine höhere Sensitivität im Vergleich zu den anderen drei Parametern jedoch nicht festgestellt werden. Nachdem von vielen Autoren eine annähernd gleiche Beeinflussung von *MEF50* und *MIF50* bei fixierten extrathorakalen Stenosen gefunden wurde (vgl. HARRISON 1976; KRYGER et al. 1976), beschrieben GAMSU et al. und JORDANOGLU/PRIDE eine stärkere Flußminderung für *MIF50* als für *MEF50* bei fixierter extrathorakaler Stenose (vgl. JORDANOGLU/PRIDE 1968). Dies konnte auch in unserer Untersuchung gezeigt werden. Laut GAMSU et al. ist bei Patienten mit extrathorakalen Stenosierungen die Ursache dafür in einer dynamische Kompression der normalen Trachea bei forcierter Inspiration zu sehen (vgl. GAMSU et al. 1980). Andere Untersuchungsergebnisse findet man bei GABATHULER/BÜHLMANN und ACRES/KRYGER, die in der Bestimmung von *MIF50* keine zusätzlichen Informationen bei der Erkennung extrathorakaler Stenosierungen sehen (vgl. GABATHULER/BÜHLMANN 1976; ACRES/KRYGER 1981). Die von verschiedenen Autoren beschriebene Eignung des inspiratorischen *Tiffeneau-Test* zur Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion kann durch unsere Untersuchung nicht bestätigt werden (vgl. BÖHME et al. 1969; SCHÖNTHAL/KYAMBI 1969; SCHUCHARDT et al. 1981). Das die Ermittlung der inspiratorischen Punkte zur Diagnostik extrathorakaler Atemwegsstenosen geeignet ist, wurde in früheren

Untersuchungen von BÖSER gezeigt (vgl. BÖSER 1995). Die bei unserer Untersuchung gefundenen Ergebnisse erlauben die Schlußfolgerung, daß durch den Parameter *FLÄCHE UNTER DER INSPIRATIONSKURVE* das charakteristische Flußplateau quantifiziert werden kann.

Vor allem mittel- und hochgradige Stenosierungen können mit Hilfe von *PIF*, *MIF50*, *MMIF* und *FLÄCHE UNTER DER INSPIRATIONSKURVE* erkannt werden. Ähnlich wie bei der Expiration konnte man beobachten, daß ab einer Einengung der Stenosensfläche auf ca. 30% der Ausgangsfläche kleine Änderungen des Durchmessers zu einer starken Abnahme der verschiedenen Lungenfunktionsparameter führen. Bei geringgradigen Stenosierungen sind *PIF*, *MIF50*, *MMIF* und die *FLÄCHE UNTER DER INSPIRATIONSKURVE* zwar ebenfalls Parameter der Wahl, lassen aber keine verlässliche Voraussage des Stenosengrades zu.

Keinen wesentlichen Beitrag zur Diagnostik einer extrathorakalen Stenose erbringen die Parameter *MIF25*, *MIF75* und *FIVI* sowie die untersuchten neuen inspiratorischen Parameter *WIDTH*, *DELAY*, *RISETIME*, *FALLTIME* und *PLATEAULÄNGE*. Es konnte keine bedeutende Beeinflussung dieser Parameter durch eine Stenosierung festgestellt werden, womit die Standpunkte von verschiedenen Autoren angefochten werden können. Die erwähnten Autoren erachten den inspiratorischen *Tiffeneau Test* als brauchbare Methodik zur Objektivierung funktioneller Atembehinderung durch eine Stenose im Bereich von Kehlkopf und Trachea (vgl. ALBEGGER/HARNONCOURT 1973; EJNELL et al. 1984; GABATHULER/BÜHLMANN 1976; PAGGIARO et al. 1997; ENGSTRÖM et al. 1964).

Es ist zu bemerken, daß die inspiratorischen Parameter recht anfällig auf externe Störungen sind. Motivationale Schwächen, welche die Kooperation und das Anstrengungsvermögen des Probanden reduzieren, haben einen negativen Effekt auf die inspiratorischen Atemparameter (vgl. BÖSER 1995).

Bei dieser Arbeit konnte deutlich gezeigt werden, daß mit Hilfe verschiedener expiratorischer und inspiratorischer Lungenfunktionsparameter fixierte extrathorakale Stenosen zuverlässig erkannt werden können. Die Ansicht von MACHA et al., daß eine funktionell extrathorakale Stenose durch Einzelwerte oder Quotienten nicht zuverlässig erfaßt werden kann und das eine sichere Aussage über das Vorliegen einer extrathorakalen Stenose nur über die Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve erreichbar ist, kann somit nicht bestätigt werden (vgl. MACHA et al. 1979).

Um eine hinreichende Beurteilung zu gewährleisten, sollten unter der Voraussetzung der technischen Möglichkeiten die Fluß-Volumen-Kurven von Expiration und Inspiration sowie

deren Parameter nicht einzeln betrachtet werden. Es empfiehlt sich, beide Kurven zu begutachten.

Doch nicht in allen Kliniken und Arztpraxen sind spezielle Meßtechniken vorhanden. Fluß-Volumen-Kurven aufzuzeichnen oder eine Anzahl verschiedener Spirometrieparameter aus der Kurve zu analysieren. Trotzdem kann eine extrathorakale Stenose mühelos diagnostiziert werden. Mit *PEF* wurde ein Parameter bestätigt, der sehr gut geeignet ist, eine extrathorakale Obstruktion zu erkennen. Aufwendige Untersuchungen wie die Bodyplethysmographie, welche meist nur in Universitätskliniken zur Verfügung stehen oder invasive Messungen sind hierzu nicht notwendig. Auch VÖSSING et al. simulierten mit Lochblenden (Durchmesser 15 mm, 10 mm, 8 mm und 6 mm) bei 14 lungengesunden Probanden künstliche extrathorakale Stenosen. Untersucht wurde der Gesamtwiderstand, sowie inspiratorische und expiratorische Spitzenflüsse. Sie kamen zu dem Ergebnis, daß *PEF* zur Quantifizierung einer Stenose im Kehlkopf- und Trachealbereich geeignet und einfach mit dem Peak-Flow-Meter meßbar ist. Als Nachteil der Untersuchung ist das relativ kleine Probandenkollektiv zu sehen, sowie fehlende Versuche mit Stenosendurchmessern unter 6 mm, obwohl gerade diese Stenosen von klinischem Interesse sind (vgl. VÖSSING et al. 1995). Das mit Hilfe von *PEF* vor allem leichte und mittlere Stenosen erkannt werden, kann durch die in unserer Untersuchung gefundenen Ergebnisse nicht bestätigt werden. Die Erkennung und Quantifizierung geringgradiger Stenosierungen mit Hilfe von Lungenfunktionsuntersuchungen ist nach unserem Studienergebnis nicht verläßlich möglich.

Es kann angenommen werden, daß die ausgezeichnete Sensitivität von *PEF* auf der bekannten Turbulenzneigung strömender Flüssigkeiten/Gase beruht. Atemmanöver, die eine hohe Strömungsgeschwindigkeit verursachen (forcierte Inspiration bzw. forcierte Expiration) sind somit besser geeignet ein endoluminales Hindernis anzuzeigen als solche, für die eine Ruheventilation ausreicht (vgl. WÄBERMANN et al. 1999).

Die Messung mit dem Peak-Flow-Meter kann nicht nur als Screeninguntersuchung genutzt werden sondern ist auch geeignet, Therapieerfolge zu objektivieren. Für den Patienten bietet dieses Verfahren wesentliche Vorteile. Es ist einfach durchführbar, nicht schmerzhaft, wenig zeitaufwendig und mit keiner Strahlenbelastung verbunden. Sind entsprechende apparative Voraussetzungen vorhanden, kann die Diagnostik durch Betrachtung der Parameter *MEF75*, der expiratorischen und inspiratorischen *FLÄCHE UNTER DER KURVE*, *PIF*, *MMIF* und *MIF50* komplettiert werden, die in ihrer Aussagekraft *PEF* unterliegen, aber ebenfalls geeignet sind, pathologische Veränderungen der Trachea zu erkennen.

Bei der Analyse der Fluß-Volumen-Kurve und der verschiedenen Spirometrieparameter muß jedoch bedacht werden, daß diese durch Zweiterkrankungen, wie zum Beispiel einer obstruktive Lungenerkrankung, zusätzlich verändert werden können (vgl. VELEBIT/JUNOD 1977).

Für die mit Hilfe eines neuen Ansatz ermittelten Parameter *FLÄCHE UNTER DER INSPIRATIONSKURVE* und *FLÄCHE UNTER DER EXPIRATIONSKURVE* konnte gezeigt werden, daß ihre Bestimmung durchaus geeignet ist, eine extrathorakale Obstruktion zu erkennen. Die Aufzeichnung dieser beiden Parameter sollte somit bei vorhandener Meßtechnik und nach Schaffung verlässlicher Normwerte bei jeder Lungenfunktionsprüfung routinemäßig durchgeführt werden, da sie einen wesentlichen Beitrag zur Entdeckung einer extrathorakalen Obstruktion leisten können.

Besteht nach Durchführung der expiratorischen Peak Flow Messung und der Bestimmung von *MEF75*, der expiratorischen und inspiratorischen *FLÄCHE UNTER DER KURVE*, *PIF*, *MMIF* und *MIF50* sowie der Betrachtung der Kurvenform der Fluß-Volumen-Kurve der Verdacht einer extrathorakalen Obstruktion sollten radiologische und endoskopische Untersuchungen zur Quantifizierung und Qualifizierung der Stenose und zur Frage nach einer Operationsindikation angeschlossen werden.

Für die in dieser Untersuchung betrachteten expiratorischen und inspiratorischen neuen Parameter *WIDTH*, *DELAY*, *FALLTIME*, *RISETIME* und *PLATEAULÄNGE* konnten gegenüber den Parameter *PEF*, *PIF*, *MEF75*, *FLÄCHE UNTER DER INSPIRATIONSKURVE*, *FLÄCHE UNTER DER EXPIRATIONSKURVE*, *MMIF* und *MIF50* keine signifikant höheren Aussagekräfte hinsichtlich der Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion gefunden werden. Interessant erscheint jedoch die weiterführende Betrachtungen des Parameters *PLATEAULÄNGE*.

Während die expiratorischen Lungenfunktionsparameter *PEF*, *MEF75*, *FLÄCHE UNTER DER KURVE* sowie die inspiratorischen Parameter, *MMIF*, *MIF50* und *FLÄCHE UNTER DER KURVE* verbunden mit der Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve zur Entdeckung einer mittel- und hochgradigen extrathorakalen Obstruktion durchaus geeignet sind, bestehen nach wie vor Schwierigkeiten bei der Erfassung geringgradiger Stenosierungen. Am aussagekräftigsten ist wiederum *PEF*. Von den untersuchten Parametern wird *PEF* am stärksten durch einen geringfügigen Stenosengrad beeinflusst. Sein Nutzen ist somit für die Entdeckung einer geringgradigen Stenosierung unumstritten.

Ein großes Problem stellt nach wie vor die Beurteilung der Stenosenweite dar. So ist bei Kenntnis der Parameterwerte eine genaue Aussage über den Durchmesser der Stenose schwierig. Hier müssen weitere Verfahren, wie zum Beispiel die endoskopische Vermessung von Stenosen der zentralen Atemwege angeschlossen werden, um eine genaue Aussage über die Stenosenweite zu bekommen (vgl. DÖRFFEL/WITT 2000). Zusätzliche Informationen über die Stenosenweite sind in Zukunft auch von der computertomographischen Vermessung der Trachealstenosen zu erwarten (vgl. MÜLLER et al. 2000; RÖDEL et al. 2000).

Die fehlende Möglichkeit, den Widerstand einer zentralen Stenose herauszutrennen und exakt zu quantifizieren, ist als weiterer Nachteil der Spirometrie zu sehen. Mit Hilfe eines neuen Verfahrens der direkten Messung der Druck-Fluß-Relation durch Einführen eines Katheters in die Trachea können zentrale Widerstände gesondert erfaßt werden und die Dynamik der phasischen Widerstandsveränderung detailliert beschrieben werden. Ein wesentlicher Vorteil dieses Verfahrens ist hier insbesondere für die Beurteilung von Doppelstenosen zu sehen, da es mit Hilfe der direkten Resistancemessung gelingt, jede Stenose separat zu vermessen und auf ihren Beitrag zum Gesamtwiderstand hin zu untersuchen (vgl. WABERMANN et al. 1999).

Neben einfachen *Ringblendenstenosen* findet man im Bereich der Trachea noch eine Reihe anderer Stenoseformen, die sich über eine längere Distanz ausdehnen und somit als *Langstreckige Stenosen* bezeichnet werden. Sehr häufig sind diese Stenosen sanduhrförmig ausgeprägt. Sanduhrförmige *Langstreckige Stenosen* der Trachea können zum Beispiel bei tracheotomierten Patienten orifizial durch Tracheomalazie mit einer Längenausdehnung von 2-3 cm entstehen (vgl. BIRKE/KUP 1971). Auch bei Patienten mit Struma werden sanduhrförmige Einengungen der Trachea beschrieben. Ist die Schilddrüse inkompressibel und groß wirken diese Stenosen wie fixierte Stenosen, so daß es zu einer Beeinflussung sowohl des inspiratorischen als auch des expiratorischen Flows kommt (vgl. BORKENSTEIN et al. 1978).

Patienten mit *Langstreckigen Stenosen* zeigen meist die gleiche klinische Symptomatik wie Patienten mit einfachen Stenosen. Neben Dyspnoe und Stridor steht Husten durch Sekretretention im Vordergrund. Häufig kann man bei Patienten beobachten, daß trotz gleichem Restlumen der Stenosen Unterschiede in der Ausprägung der Symptomatik der Patienten bestehen, die somit nicht nur mit dem Innendurchmesser der Stenose zusammenhängen, sondern eher auf die geometrische Form der Stenose oder auf ihre Länge zurückzuführen sind. Auch FENDEL und MLYNSKI et al. waren der Meinung, daß in Bezug auf die Atemphysiologie neben der lichten Weite die Form der Stenose bedeutungsvoll ist (vgl.

FENDEL 1967; MLYNSKI et al. 1971). Eine andere Auffassung vertritt LAMPRECHT. Für ihn ist die Form einer Stenose weniger relevant für den Widerstand als der hydraulische Querschnitt der Stenose (vgl. LAMPRECHT 1985).

Trotz der nicht seltenen klinischen Präsenz existieren bisher kaum systematische Untersuchungen zu *Langstreckigen Stenosen*. Eine Untersuchung findet man von BIRKE/KUP, die konische Stenosen in ihrem Innendurchmesser variierten und diese mit Lochscheiben gleichen Durchmessers hinsichtlich ihres Widerstandes verglichen (vgl. BIRKE/KUP 1971). Dabei kamen sie zu dem Ergebnis, daß der Widerstand bei steigender Einengung an Lochscheibenmodellen rascher ansteigt als an konischen Modellen. Aussagen zum Einfluß der Länge auf den Widerstand, sind nicht zu finden. Die publizierten Daten von BIRKE/KUP können mit unserer Untersuchung unterstrichen werden. Die gefundenen höheren Atemströme für *Langstreckigen Stenosen* gegenüber einer einfachen Stenose gleichen Durchmessers lassen auf einen größeren Widerstand der einfachen Stenosen schließen. Dies kann strömungsphysikalisch begründet werden. Grundsätzlich kann man davon ausgehen, daß von Seiten der Atemarbeit betrachtet eine laminare Strömung den Idealfall darstellt. Bei Durchströmung einer *Ringblende*, welche meist durch einen abrupten Wandvorsprung gekennzeichnet ist, entstehen mit abnehmenden Gesamtquerschnitt der Stenose Turbulenzen, welche sich als zusätzliche Widerstände addieren. Eine plötzliche Rohrverengung führt strömungsphysikalisch zu einer Strahleneinschnürung mit anschließender unstetiger Stromerweiterung. Bei *Langstreckigen Stenosen* sind turbulente Strömungen aufgrund eines stromliniengerechten Verlaufs der Luftteilchen in geringerem Maß vorhanden und somit der Widerstand kleiner als bei einer *Ringblende*. Durch die allmähliche Rohrverengung werden beschleunigte Strömungen ohne Strömungsablösung beobachtet (*Abb.4.1.*). Es ist an dieser Stelle jedoch zu beachten, daß diese Aussage nur zutrifft, wenn die *Langstreckige Stenose* eine konische und damit stromlinienförmige Gestalt besitzt. Die hier verwendeten Stenosen als auch die von BIRKE benutzten hatten die beschriebene Form. Demgegenüber steht die Meinung von LAMPRECHT, der hinsichtlich des Strömungswiderstandes in seinen Untersuchungen große Übereinstimmungen der Ergebnisse für sanduhrförmige und Lochblendenstenosen (bei gleicher Restlumenfläche) ermittelte (vgl. LAMPRECHT 1985).

Die bei unserer Untersuchung gemachten Beobachtungen können vor allem dann an Bedeutung gewinnen, wenn bei einem Patienten sowohl eine einfache Stenose als auch eine *Langstreckige Stenose* mit annähernd gleichem Durchmesser vorkommen, die atemmechanisch wirksam werden. Hier kann man dann davon ausgehen, daß die Ursache für

die Atembehinderung des Patienten vor allem in der einfachen Stenose zu suchen ist, so daß bei klinischem Erfordernis die therapeutisch einfache Beeinflussung der *Kurzstreckigen Stenose* zum Erfolg führen kann. Aufwendigere Operationen wie eine Tracheateilresektion zur Beseitigung der *Langstreckigen Stenose* können somit gegebenenfalls vermieden werden. Einschränkung muß gesagt werden, daß dies nur dann zutrifft, wenn einfache Stenose und *Langstreckige Stenose* einen annähernd gleichen Innendurchmesser besitzen. Besteht eine *Langstreckige Stenose* mit einem wesentlich kleineren Innendurchmesser gegenüber einer einfachen Stenose kann demnach die *Langstreckige Stenose* der flußlimitierende Faktor sein. Hierzu sind weitere Untersuchungen notwendig.

Die Untersuchung der Stenosenlänge zeigte, daß Stenosenlängen von 11 mm bis 37 mm keine wesentlichen Unterschiede in der Beeinflussung der Atemfunktion zeigen. Das bedeutet, daß *Langstreckige Stenosen* mit diesen verschiedenen Längen und demselben Innendurchmesser zu einer annähernd gleichen Beeinflussung des Atemwiderstands führen. Zu einer anderen Erkenntnis kamen DRAGOJEVIC et al.. Sie führten eine experimentelle Stenoseatmung mit unterschiedlich langen Stenosen von 3 cm und 6 cm Länge durch, bei welchen sie zusätzlich den Stenosenquerschnitt von 8 bis 4 mm variierten. Die Untersuchungen zeigten dabei höhere Atemwegswiderstände für die 6 cm lange Stenose als für die 3 cm lange Stenose bei den verschiedenen Stenosendurchmessern (vgl. DRAGOJEVIC et al. 1979). Somit ist zu vermuten, daß sich längere Stenosen strömungsphysikalisch ungünstiger auswirken, was durch das Hagen-Poiseuille-Gesetz, welches eine proportionale Zunahme des Strömungswiderstandes mit der Länge der Stenose beschreibt, bestätigt werden kann. Hiermit könnte die Beobachtung, daß Patienten trotz gleicher Lumenweite der Stenose eine unterschiedliche Symptomatik aufweisen, durchaus bestätigt werden.

Klinisch sind Stenosen mit einer Länge größer als 6 cm extrem selten und therapeutisch kaum zufriedenstellend zu beeinflussen.

Im Gegensatz zu einfachen Stenosen sind *Doppelstenosen* der Trachea im klinischen Alltag seltener anzutreffen. Früher fand man sie häufig als Folge einer Intubation bei Verwendung unterschiedlich langer Tuben oder nach Einsatz von Doppelmanschentuben. Heute beobachtet man gelegentlich eine intubationsbedingte Kehlkopfstenose zusammen mit einer orifizierten Trachealstenose. Die klinische Symptomatik der Patienten gleicht der bei *Langstreckigen Stenosen* und einfachen Stenosen. Häufig kann man jedoch beobachten, daß Patienten mit *Doppelstenosen* bei gleichem Stenosendurchmesser Unterschiede in der

Ausprägung der Symptomatik zeigen, die somit nicht nur mit der Stenosenanzahl und ihrem Durchmesser zusammenhängen können, sondern die eventuell auf den Abstand zwischen den beiden Stenosen zurückzuführen sind. Untersuchungen über den Einfluß von *Doppelstenosen* auf die Atemfunktion, ihre klinischen Auswirkungen und therapeutischen Probleme, sind in der Literatur kaum zu finden. Eine Untersuchung über *Doppelstenosen* führte MLYNSKI durch, der Trachealstenosen und Kehlkopfstenosen hinsichtlich ihrer strömungsphysikalischen Eigenschaften verglich und dabei zu dem Ergebnis kam, daß bei gleichem Durchmesser Trachealstenosen einen größeren Widerstand bewirken als Kehlkopfstenosen (vgl. MLYNSKI 1979).

In unserer Untersuchung wurde mit Hilfe der Spirometrie untersucht, wie sich zwei Teilstenosen gleichen Durchmessers funktionell gegenseitig beeinflussen und wie sich *Doppelstenosen* im Vergleich zu einer einfachen Stenose gleichen Durchmessers verhalten. Besonders interessant erschien es, den Einfluß des Abstandes zwischen zwei Teilstenosen gleichen Durchmessers auf die Atemfunktion zu betrachten. Diese Kenntnisse sind vor allem dann wichtig, wenn es um die Frage des therapeutischen Procedere geht, wie zum Beispiel ob beide bzw. welche der beiden Teilstenosen vorrangig operiert werden muß, um für den Patienten das optimalste funktionelle Ergebnis zu erreichen.

Bei diesem Versuch konnte man beobachten, daß sich eine *Doppelstenose* mit 2 mm Abstand zwischen erster und zweiter Stenose strömungsphysikalisch wesentlich günstiger verhält als eine *Doppelstenose* mit einem größeren Abstand zwischen beiden Stenosen. Eine Erklärung dafür ergibt sich, wenn man sich den gedachten Stromlinienverlauf in Abbildung 4.1. betrachtet. Hier kann man erkennen, daß bei relativ großem Abstand zwischen zwei Stenosen beide wie eine einfache Stenose wirken. Die Strömung wird hinter der ersten Stenose turbulent, laminarisiert sich wieder, um hinter der zweiten Stenose wieder einen turbulenten Verlauf anzunehmen. Anders scheint es bei einem relativ kurzem Abstand von 2 mm zwischen erster und zweiter Stenose zu sein. Aufgrund der Ergebnisse kann man vermuten, daß beide Stenosen funktionell wie eine längere einfache Stenose wirken. Der Strömungswiderstand ist kleiner, weil erst hinter der zweiten Stenose größere Turbulenzen auftreten und zwischen beiden Stenosen die Strömungslinien annähernd parallel verlaufen.

Die im Vergleich der *Doppelstenosen* mit einer einfachen Stenose gefundenen Ergebnisse lassen sich aus den oben beschriebenen Betrachtungen erklären. Einzig eine *Doppelstenose* mit einem Abstand von 2 mm zwischen beiden Stenosen wirkt strömungsphysikalisch

günstiger als eine einfache Stenose gleichen Durchmessers. Dabei bewirkt der günstigere Stromlinienverlauf der *Doppelstenose* einen geringeren Strömungswiderstand als bei der einfachen Stenose.

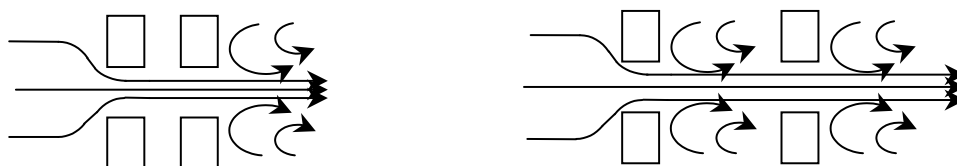
Liegt bei einem Patienten eine *Doppelstenose* mit einem Abstand zwischen erster und zweiter Stenose größer als 2 mm vor und haben beide Stenosen einen annähernd gleichen Durchmesser so sollte versucht werden, beide Stenosen operativ zu entfernen, um eine Verbesserung der Atemfunktion des Patienten zu erreichen. Die Entfernung nur einer Teilstenose würde aufgrund der bei diesem Versuch gewonnenen Erkenntnisse keine wesentliche Funktionsverbesserung der Atmung bringen.

Weiteren Aufschluß über die komplexe gegenseitige Beeinflussung von Mehrfachstenosen wird zukünftig die Anwendung der Finite Elemente Computersimulation der Atemströmung geben (vgl. CAVANAGH/ECKMANN 1998; RODRIGUES et al. 2001; KEYHANI et al. 1995).

Einfache Stenosen mit verschiedenen Durchmessern



Doppelstenosen mit unterschiedlichem Abstand zwischen erster und zweiter Stenose



Langstreckige Stenose

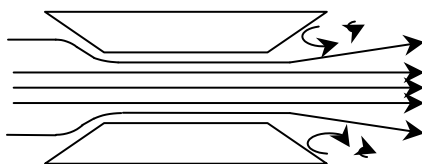


Abb. 4.1. Stromlinienverlauf bei verschiedenen Stenoseformen

Anmerkungen zum Versuchsaufbau

Als Einschlusskriterium für den Versuch galt unter anderem, daß die Probanden frei von Affektionen der Lunge und Atemwege waren. Ehemalige Raucher wurden nicht vom Versuch ausgeschlossen. Voraussetzung war lediglich, daß die Probanden seit mindestens 5 Jahren Nichtraucher waren. Frühere Untersuchungen über den Einfluß von Nikotingenuß auf die Lungenfunktion zeigten sehr widersprüchliche Ergebnisse. So erfaßte man zum Beispiel bei ehemaligen Rauchern sowohl reversible als auch irreversible Verschlechterungen der Atemfunktion. Bei jüngeren ehemaligen Rauchern wurden sogar höhere Atemflußwerte gefunden als bei vergleichbaren Personen, die niemals rauchten (vgl. BECK et al. 1981; LEECH et al. 1983; DOCKERY et al. 1988).

Die bei Untersuchungen von HETZEL und GUBERAN et al. entdeckte circadiane Variabilität der Lungenfunktion (Atemflußwerte am frühen Morgen am niedrigsten, gegen Mittag am höchsten) blieb bei dieser Untersuchung unberücksichtigt da die Tagesschwankungen der Lungenfunktion bei gesunden Personen im Gegensatz zu Patienten mit Lungenerkrankungen vernachlässigbar gering sind (vgl. HETZEL 1981; GUBERAN et al. 1969; WORKING PARTY 1983).

Wie verschiedene Untersuchungen zeigten wird das Atemvolumen, hier vor allem die Vitalkapazität und die forcierte Vitalkapazität, durch die Körperhaltung des Probanden merklich beeinflusst. Dabei sind die gemessenen Volumenwerte in liegender Position 7-8 % niedriger und in sitzender Position 1-2 % niedriger als in stehender Position (vgl. PIERSON et al. 1976, BLAIR/HICKAM 1955). Untersuchungen der WORKING PARTY zeigten gleiche Ergebnisse für die stehende als auch für die sitzende Position (vgl. WORKING PARTY 1983). Aufgrund dieser Tatsache sowie im Hinblick auf die relativ lange Dauer des Versuchsdurchgangs untersuchten wir alle Probanden in sitzender Position (vgl. ATS 1991).

Ein geringerer Einfluß auf die spirometrischen Parameter als die Körperhaltung wurde für die Kopfhaltung beschrieben (vgl. ATS 1991). Frühere Untersuchungen zeigten, daß bei Hyperextension des Halses Steigerungen der Atemflußwerte erreicht werden konnten, wobei im Gegensatz dazu die Flexion des Halses zu einem Anstieg des Atemwiderstandes und damit zur Abnahme der Atemflußwerte führte (vgl. MELISSINOS/MEAD 1977, LIISTRO et al. 1987). Bei den in diesem Versuch teilnehmenden Probanden konnte beobachtet werden, daß bei der forcierten Expiration eine Tendenz zur Flexion des Halses bestand, weshalb hier vor allem auf die aufrechte Haltung des Kopfes geachtet werden mußte.

Die Spirometrie gilt als einfach durchführbar und wenig belastend für den Patienten. Um zu aussagekräftigen Ergebnissen zu kommen spielt, vor allem die korrekte Versuchsdurchführung eine entscheidende Rolle. Dabei war es Aufgabe des Untersuchers, den Probanden zu maximalen Leistungen zu motivieren, da die meisten spiographischen Parameter anstrengungsabhängig sind (vgl. BASS 1973; HEGEWALD et al. 1995; LEBOWITZ et al. 1997). Zu geringe Volumen- oder Flußwerte bei diesen Versuchen können somit durch ungenügende Motivation des Probanden bedingt sein, was eine submaximale Expiration oder Inspiration nach sich zieht. So konnte in diesem Versuch oft eine zu frühe Beendigung der Atmung, d.h. eine unvollständige maximale Inspiration bzw. Expiration, beobachtet werden. Um eine gute Probandenmitarbeit und damit bestmögliche Ergebnisse zu erreichen, wurde dem Probanden eine visuelle Kontrolle seines Atemmanövers über einen Bildschirm ermöglicht. Zu jedem Atemmanöver konnte das aufgezeichnete Fluß-Volumen-Diagramm sowie ein aufsteigender Balken zur Darstellung der Vitalkapazität auf dem Bildschirm verfolgt werden.

Weitere Ursachen für zu geringe Meßwerte können ein seitlicher Luftaustritt aus der Maske vor allem bei forcierter Expiration und hochgradiger Stenosierung sowie eine ungünstige Körperhaltung mit zu starker Flexion des Halses während der Expiration sein (vgl. PIERCE et al. 1997).

Es ist durchaus möglich, daß die relativ große Anzahl der Atemmanöver, die jeder Proband zu absolvieren hatte, zu einer frühzeitigen Ermüdung sowie zur Abnahme der Motivation führte. Daher war an dieser Stelle die Arbeit des Versuchsleiters gefragt, weil durch verbales Anspornen und Anfeuern der Versuchspersonen bestmögliche Leistungen erzielt werden konnten. Auch durch ausreichend lange Pausen zwischen den einzelnen Atemmanövern konnte die Gefahr einer zu schnellen Ermüdung gebannt werden. Problematisch zeigte sich für einige Probanden die Koordination der inspiratorischen und expiratorischen Atemmanöver. Desweiteren hatten einigen Probanden erhebliche Schwierigkeiten einen forcierten inspiratorischen Fluß zu erzeugen, so daß dieser oft nur submaximal ausgeführt wurde. Mit steigender Anzahl der durchgeführten Einzelversuche stellte sich bei den Probanden ein Übungseffekt ein. So wurden zunächst Probedurchgänge zur Gewöhnung an den Versuchsablauf durchgeführt.

Zur Versuchsdurchführung selbst ist zu bemerken, daß nach maximaler Inspiration sofort ausgeatmet oder nur eine kurze Pause gemacht werden sollte. Dies wurde als angemessen erachtet, um die von D'ANGELO beschriebenen höheren Flußraten bei sofortiger Ausatmung

im Vergleich zu einem Atemmanöver mit 4-7 s Pause vor der maximalen Expiration zu gewährleisten (vgl. D'ANGELO et al. 1992).

5 Zusammenfassung

Eine Stenose im Bereich der Trachea zu erkennen, stellt häufig ein Problem dar. Mit Hilfe von radiologischen und endoskopischen Untersuchungsverfahren ist meist nur eine Beurteilung von Lokalisation, Ausdehnung und Grad der Stenose möglich. Funktionelle, von der Atemphase abhängige Veränderungen werden meist nicht berücksichtigt, so daß häufig eine Diskrepanz zwischen der endoskopisch gefundenen Lumenweite und den subjektiven Beschwerden des Patienten besteht. Zur Beurteilung funktioneller Veränderungen eignet sich die Atemfunktionsanalyse. Bei extrathorakalen Stenosierung hat sich hier besonders die Spirometrie bewährt.

In der Literatur findet man hinsichtlich der Bewertung der bei der Spirometrie ermittelten Lungenfunktionsparameter unterschiedliche Aussagen, so daß noch immer erhebliche Unsicherheiten bei der Interpretation dieser Parameter bestehen (vgl. MACHA et al. 1979).

In unserer Arbeit wird die Eignung der Spirometrie zur Objektivierung einer extrathorakalen Obstruktion untersucht. Die Auswertung verschiedener klassischer expiratorischer und inspiratorischer Lungenfunktionsparameter gibt eine Antwort darauf, welche Parameter die größte Aussagekraft hinsichtlich der Erkennung einer extrathorakalen Obstruktion besitzen. Durch die Festlegung von je 6 expiratorischen bzw. inspiratorischen neuen Parametern, die in der bisherigen Literatur noch keine Erwähnung fanden, suchen wir nach einem aussagekräftigerem Parameter vor allem für die Erkennung geringgradiger Stenosierungen. Dabei sollen die von uns neu festgelegten Parameter den klinisch bekannten Stellenwert der Kurvenform der Fluß-Volumen-Kurve besser berücksichtigen. Mittels der erhobenen Daten soll abgeschätzt werden, ob die Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve für die Diagnostik einer extrathorakalen Stenosierung in ihrem Stellenwert den Lungenfunktionsparametern gleichzusetzen ist.

Bezüglich *Doppelstenosen* und *Langstreckigen Stenosen* werden Untersuchungen durchgeführt, die Aufschluß über den Einfluß der Länge einer Stenose und des Abstands zwischen zwei Stenosen auf die Atemfunktion geben. Vergleiche zu Messungen mit einfachen Stenosen werden durchgeführt. Es wird eine Aussage dazu getroffen, welche Art der Stenosierung die größte Behinderung für den Patienten mit sich bringt.

An 80 lungengesunden Probanden führten wir Messungen mit einfachen, künstlichen vor die Atemwege geschalteten Lochblendenstenosen durch, wobei die Versuchspersonen forcierte expiratorische und inspiratorische Atemmanöver ausführen mußten. Der Durchmesser der Ringblendenstenosen variierte von 15 mm bis 3 mm. Bei jedem Versuch wurden folgende

Lungenfunktionsparameter aufgezeichnet: *PEF*, *MEF75*, *MEF50*, *MEF25*, *MMEF*, *FEV1* (Expiration); *PIF*, *MIF75*, *MIF50*, *MIF25*, *MMIF*, *FIV1* (Inspiration). Als neue Parameter untersuchten wir für Expiration und Inspiration getrennt *WIDTH*, *DELAY*, *FALLTIME*, *RISETIME*, *PLATEAULÄNGE* und *FLÄCHE UNTER DER KURVE*. Die Fläche der Inspirations- bzw. Expirationskurve bestimmten wir mit Hilfe einer computergestützten Integralrechnung. Zur statistischen Auswertung dienten die *FRIEDMAN RANGVARIANZANALYSE* und der *WILCOXON-TEST*.

Der Einfluß der Form einer extrathorakalen Stenose wurde an weiteren 40 lungengesunden Probanden betrachtet. Beim gleichen Versuchsablauf verwendeten wir anstatt der einfachen Ringblendenstenose *Doppelstenosen* mit unterschiedlichem Abstand sowie *Langstreckige Stenosen* unterschiedlicher Länge. Der Abstand der *Doppelstenosen* variierte von 2 mm bis 36 mm. Die *Langstreckigen Stenosen* hatten eine Ausdehnung zwischen 11 mm und 37 mm. Der Durchmesser beider Stenoseformen wurde mit 6 mm konstant beibehalten. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem *WILCOXON-TEST*.

Bei den Versuchen mit Lochblenden zeichnen sich alle ermittelten klassischen Parameter durch eine deutliche Größenabnahme mit zunehmenden Stenosengrad aus. Die neuen Parameter zeigen ein indifferentes Verhalten mit Ausnahme des Parameters *PLATEAULÄNGE*, der mit abnehmendem Stenosendurchmesser an Größe zunimmt und des Parameters *FLÄCHE UNTER DER KURVE*, bei welchem man wie bei den klassischen Parametern eine deutliche Größenabnahme mit zunehmendem Stenosengrad beobachten kann. Es zeigt sich, daß nicht jeder Parameter gleichermaßen geeignet ist, eine extrathorakale Obstruktion zu erkennen. Die uneingeschränkt höchste Aussagekraft für die Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion wird für *PEF* ermittelt. Da *PEF* auch mit einem einfachen Peak-Flow-Meter bestimmbar ist, bedarf es für die Diagnostik einer extrathorakalen Stenosierung nicht in jedem Fall der technischen Voraussetzungen einer hochspezialisierten Klinik. Der Parameter *FLÄCHE UNTER DER KURVE*, der bisher noch keine routinemäßige Anwendung erfährt, zeigt sich als durchaus geeignet, eine extrathorakale Obstruktion zu erkennen. Nach Schaffung verlässlicher Normwerte sollte er in der routinemäßigen Diagnostik mit einbezogen werden. Alle anderen untersuchten neuen Parameter bringen hinsichtlich der Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion keine zusätzlichen Informationen. Ein Problem stellt nach wie vor die Beurteilung der Stenosenweite dar. So ist bei Kenntnis der Parameterwerte eine genaue Aussage über den Durchmesser der Stenose schwierig. Die in der Literatur beschriebene Eignung der Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve zur Diagnostik einer extrathorakalen Obstruktion kann durch diese Untersuchung nur mit Einschränkung bestätigt

werden. Vor allem geringgradige Stenosen können aufgrund uncharakteristischer Veränderungen der Fluß-Volumen-Kurve der Diagnostik entgehen. Die Formanalyse der Fluß-Volumen-Kurve ist somit als alleiniges diagnostisches Kriterium nicht ausreichend geeignet, eine Trachealstenose zu erkennen.

Bei den Versuchen mit *Langstreckigen Stenosen* wird beobachtet, daß die Atmung durch diese beeinflußt wird, wobei jedoch für die untersuchten Stenosenlängen keine signifikante Abhängigkeit von der Länge der Stenose besteht. Im Vergleich zu einer einfachen Stenose gleichen Durchmessers werden jedoch für die *Langstreckigen Stenosen* wesentlich höhere Atemflüsse erreicht. Die gefundenen höheren Atemströme für *Langstreckigen Stenosen* gegenüber einer einfachen Stenose gleichen Durchmessers lassen somit auf einen größeren Turbulenzgrad der einfachen Stenosen schließen.

Bei Betrachtung des Einflusses des Abstands zwischen zwei Stenosen gleichen Durchmessers auf die Atemfunktion kann für Stenosenabstände von 4 mm bis 36 mm kein Unterschied festgestellt werden. Einzig eine *Doppelstenose* mit einem Stenosenabstand von 2 mm zeigt höhere Atemflußwerte als Hinweis für einen niedrigeren Widerstand. Im Vergleich von *Doppelstenosen* mit einer einfachen Stenosen gleichen Durchmessers stellt sich heraus, daß bei einem Stenosenabstand größer 2 mm kein signifikanter Unterschied in der Beeinflussung der Atemfunktion zwischen beiden Formen nachweisbar ist. Einzig eine *Doppelstenose* mit einem Abstand von 2 mm zeichnet sich durch bessere Flußwerte als eine einfache Stenose gleichen Durchmessers aus und muß quasi als funktionelle Einfachstenose betrachtet werden.

6 Literaturverzeichnis

- [1] **Acres, J.C./ Kryger, M.H.:**
Clinical significance of pulmonary function tests.
In: Chest 80 (1981), S. 207- 211
- [2] **Al-Bazzaz, F./ Grillo. H./ Kazemi, H.:**
Response to exercise in upper airway obstruction.
In: Am. Rev. Resp. Dis. 111 (1975), S. 631- 640
- [3] **Albegger, K.W./ Harnoncourt, K.:**
Spirometrische Routineuntersuchung zur Beurteilung laryngo- trachealer Stenosen.
In: HNO 21 (1973), S. 172- 176
- [4] **American Thoracic Society :**
Standardization of spirometry.
In: Am. Rev. Resp. Dis. 136 (1987), S. 1285-1298
- [5] **American Thoracic Society :**
Lung function testing.
In: Am. Rev. Resp. Dis. 144 (1991), S. 1202-1218
- [6] **American Thoracic Society :**
Standardization of spirometrie.
In: Am. J. Resp. Crit. Care Med. 152 (1995), S. 1107-1135
- [7] **Bass, H.:**
The flow volume loop: normal standards and abnormalities in chronic obstructive pulmonary disease.
In: Chest 63 (1973), S.171-176
- [8] **Beck, G.J./ Doyle, C.A./ Schachter, E.N.:**
Smoking and lung function.
In: Am. Rev. Respir. Dis.123 (1981), S. 149-155
- [9] **Berghaus, A./ Rettinger, G./ Böhme, G.:**
Hals-Nasen-Ohrenheilkunde (1996), Stuttgart
- [10] **Bernhardsgrütter, O./ Löhr, B./ Schwab, W.:**
Spirometrische und bronchospirimetrische Untersuchungen bei Laryngektomierten.
In: Archiv Ohr- usw. Heilk..166 (1955), S. 476-486
- [11] **Birke, S./ Kup, W.:**
Strömungsphysikalische Untersuchungen an konischen und segelförmigen Trachealstenosemodellen.
In: Arch. klin. exp. Ohr.-, Nas.- u. Kehlk. Heilk. 197 (1971), S. 318- 326
- [12] **Blair, E./ Hickam, J.B.:**
The effect of change in body position on lung volume and intrapulmonary gas mixing in normal subjects.

In: J. Clin. Invest. 34 (1955), S. 383-389

- [13] **Boezen, H.M./ Schouten, J.P./ Postma, D.S./ Rijcken, B.:**
Relation between respiratory symptoms , pulmonary function and peak flow variability in adults.
In: Thorax. 50 (1995), S. 121-126
- [14] **Borkenstein, J./ Goebel, R./ Schmid, P.:**
Objektivierung von Ventilationsstörungen bei vergrößerter Schilddrüse.
In: Wien. Med. Wochenschr. 128 (1978), S. 93-95
- [15] **Böhme, G./ Aust, S./ Heinemann, M.:**
Spirographische Untersuchungen bei Glottisstenosen.
In: Folia. phoniat. 21 (1969), S. 112- 120
- [16] **Böser, M.:**
Welche Aussagen können die Spirometrie und Pneumotachographie bei Stenosen des Larynx und der Trachea erbringen ?
Marburg, Univ., Diss. (1995)
- [17] **Brosius, G.:**
SPSS/PC+, Basics und Graphics.
McGraw-Hill Book Company GmbH, Hamburg (1988)
- [18] **Bühlmann, A.:**
Experimentelle Untersuchung über Stenoseatmung.
In: Schweiz. Z. Tuberk. 6 (1948), S. 89- 115
- [19] **Cavanagh, D.P./ Eckmann, D.M.:**
Computational analysis of confined jet flow and mass transport in a blind tube.
In: J. Biomech. Eng. 120 (1998), S. 423-430
- [20] **Clark, T.J.H.:**
Inspiratory obstruction.
In: Br. Med. J. 3 (1970), S. 682-684
- [21] **Comroe, J.H./ Fowler, W.S.:**
Lung function studies.
In: Am. J. Med. 10 (1951), S. 408-413
- [22] **Cotes, J.E./ Chinn, D.J./ Reed, J.W.:**
Lung function testing: methods and reference values for forced expiratory Volume (FEV1) and transfer factor (TL).
In: Occup. Environ. Med. 54 (1997), S. 457-465
- [23] **D'Angelo, E./ Prandi, E./ Milic-Emili, J.:**
Dependence of maximal flow- volume curves on time course of preceeding inspiration.
In: Am. Rev. Resp. Dis. 145 (1992), S. A 28
- [24] **Davidson, F.F./ Burke, G.W.:**
Physiologic differentiation of upper and lower airway obstruction.

In: Ann. Oto. 86 (1977), S. 630-632

- [25] **Dockery, D.W./ Speizer, F.E./ Ferris, B.G./ Ware, J.H./ Louis, T.A.:**
Cumulative and reversible effects of lifetime smoking on simple tests of lung function in adults.
In: Am. Rev. Respir. Dis. 137 (1988), S. 286-292
- [26] **Dorow, P./ Loddenkemper, R./ Giesen, M.:**
Ventilationsuntersuchung vor, während und nach der Behandlung von intubationsbedingten Narbenstenosen der Trachea.
In: Laryngol. Rhinol. 57 (1978), S. 256- 260
- [27] **Dörffel, W./ Witt, C.:**
Endoskopische Vermessung von Stenosen der zentralen Atemwege.
In: Interventionelle und diagnostische Bronchologie (2000), S. 15-23
- [28] **Dragojevic, B./ Buess, G./ Voigtmann, R./ Thoma, R./ Pilchmair, H.:**
Indikation zur operativen Versorgung von Trachealstenosen nach Langzeitbeatmung Polytraumatisierter.
In: Prax. Klin. Pneumol. 33 (1979), S. 455- 458
- [29] **Dwyer, J./ Heenemann, H.:**
Flow volume spirometry as a test for postoperative airway evaluation following arytenoidectomy.
In: The Journal of Otolaryngology 13 (1984), S. 312-314
- [30] **Eckel, H.E.:**
Kehlkopfstenosen.
In: Waßermann K.: Interventionelle und diagnostische Bronchologie, Köln (1999), S. 77-102
- [31] **Ejnell, H./ Bake, B./ Mansson, I.:**
Spirometric indices in the assessment of laryngeal obstruction.
In: Eur. J. Respir. Dis. 65 (1984),S. 600- 610
- [32] **Empey, D.W.:**
Assessment of upper airway obstruction.
In: Br. Med. J. 3 (1972),S. 503-505
- [33] **Engström, H./ Grimby,G./ Söderholm, B.:**
Dynamic spirometrie in patients with tracheal stenosis.
In: Acta Med. Scand.176 (1964), S. 329-334
- [34] **Ewald, F.W./ Tenholder, M.F./ Waller, R.F.:**
Analysis of the inspiratory flow-volume curve.
In: Chest 106 (1994), S. 814-818
- [35] **Fendel, K.:**
Die kritische Enge der Larynx- und Trachealstenosen.
In: Wiss. Z. Karl Marx Univ. Leipzig 16 (1967), S. 775-778

- [36] **Freitag, L./Macha, H.N.:**
Biomechanik von Stenosen und Stents.
In: Waßermann K.: Interventionelle und diagnostische Bronchologie, Köln (1999), S. 25-47
- [37] **Fuchsig, P.R./ Bruniak, R./ Schnayder, A.:**
Über den Strömungswiderstand in normalen und pathologischen Tracheen.
In: Klin. Med. (Wien) 18 (1963), S. 174-176
- [38] **Gabathuler, M./ Bühlmann, A.A.:**
Funktionelle Diagnostik der Larynx- u. Trachealstenosen.
In: Schweiz. Med. Wochenschr. 106 (1976), S. 334-339
- [39] **Gamsu, G./ Borson, D.B./ Webb, W.R./ Cunningham, J.H.:**
Structure and function in tracheal stenosis.
In: Am. Rev. Resp. Dis. 121 (1980), S. 519-531
- [40] **Gibson, G.J./ Pride, N.B./ Empey, D.W.:**
The role of inspiratory dynamic compression in upper airway obstruction.
In: Am. Rev. Resp. Dis. 108 (1973), S. 1352-1360
- [41] **Glindmeyer, H.W./ Jones, R.N./ Barkman, H.W./ Weil, H.:**
Spirometry: quantitative test criteria and test acceptability.
In: Am. Rev. Respir. Dis. 136 (1987), S. 449-452
- [42] **Guberman, E./ Williams, M.K./ Walford, J./ Smith, M.M.:**
Circadian variation of FEV1 in shift workers.
In: Br. J. Ind. Med. 26 (1969), S. 121-125
- [43] **Harrison, B.D.W.:**
Upper airway obstruction – a report on sixteen patients.
In: Q. J. Med. 180 (1976), S. 625- 645
- [44] **Hegewald, M.J./ Crapo, R.O./ Jensen, R.L.:**
Intraindividual peak flow variability.
In: Chest. 107 (1995), S. 156-161
- [45] **Hetzel, M.R.:**
The pulmonary clock.
In: Thorax 36 (1981), S. 481-486
- [46] **Höijer, U./ Ejnell, H./ Bake, B.:**
The ability of noninvasive methods to detect and quantify laryngeal obstruction.
In: Eur. Respir. J. 4 (1991), S. 109-114
- [47] **Huber, H./ Baur, X.:**
Spirometrie einschließlich Fluß-Volumen-Kurve
In: Baur, X: Allgemeine Aspekte der Lungenfunktionsprüfung (1997), Muenchen, S.27-38

- [48] **Hutas, I./Ungar, I./ Bösörmenyi-Nagy, G./ Grosz, A.:**
Die Veränderung des Strömungswiderstands bei Stenosen der oberen Luftwege (hohe Stenose).
In: Prax.. Pneumol. 28 (1974), S. 93-99
- [49] **Hyatt, R.E./ Black, L.F.:**
The flow volume curve: a current perspective.
In: Am. Rev. Respir. Dis. 107 (1973), S. 191-199
- [50] **Ilberg, C.:**
Kehlkopf- und Trachealstenosen.
In: Arch. Otorhinolaryngol. 227 (1980) , S. 429- 450
- [51] **Ingelstedt, S., Toremalm, G.N.:**
Air flow patterns and heat transfer within the respiratory tract.
In: Acta. physiol. scand. 51 (1961), S. 204-217
- [52] **Jaeger, J./ Matthys, H.:**
The pattern of flow in the upper human airways.
In: Resp. Physiol. 6 (1968), S. 113-127
- [53] **Jordanoglou, J./ Pride, N.:**
A comparison of maximum inspiratory and maximum expiratory flow in health and in lung disease.
In: Thorax 23 (1968), S. 38-45
- [54] **Kapferer, J.M.:**
Der nutzbare Anteil der Vitalkapazität.
In: Thoraxchirurgie 1 (1954), S. 547-551
- [55] **Kähler, W.M.:**
Statistische Datenanalyse mit SPSS/PC+ (1990), Braunschweig
- [56] **Keller, R.:**
Ventilation und Atemmechanik bei obstruktiven Atemwegserkrankungen:
In: Internationales Symposium, Wien (1979), S. 1-16
- [57] **Keyhani, K./ Scherer, P.W./ Mozell, M.M.:**
Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity.
In: J. Biomech. Eng. 117 (1995), S. 429-441
- [58] **Konietzko, N./ Querfurt, H.:**
Lungenfunktionsanalytische Differenzierung von Stenosen im Bereich der großen Atemwege.
In: Thoraxchir. Vask. Chir. 26 (1978), S. 286- 290
- [59] **Kryger, M./ Bode, F./ Antic, R./ Anthonisen, N.:**
Diagnosis of obstruction of the upper and central airways.
In: Am. J. Med. 61 (1976), S. 85-93

- [60] **Kummer,F./ Oppolzer,R.:**
Das typische Funktionsbild der Stenose im Laryngo- Tracheal- Bereich.
In: Prax. Pneumol. 29 (1975), S. 300-304
- [61] **Lamprecht J.:**
Der Atemstrom durch Hypopharynx,, Larynx und Trachea unter physiologischen und pathologischen Bedingungen:
Düsseldorf , Univ., Habil.-Schr. (1985)
- [62] **Langnickel, R.:**
Experimentelle Untersuchungen zur Frage des Strömungswiderstandes am Larynx- Trachealpräparat bei normaler und veränderter Stimmritze.
In: Arch. Oto. Rhino. Laryng. 212 (1976), S. 43- 56
- [63] **Lanser, K./ Wichert, P.v./ Pascher, W.:**
Funktionsanalyse bei Obstruktion der unteren und oberen Atemwege.
In: Prax. Klin. Pneumol. 35 (1981), S. 1129- 1133
- [64] **Lavelle, T.F./ Rotmann, H.H./ Weg, J.G.:**
Isoflow-Volume Curves in the diagnosis of upper airway obstruction.
In: Am. Rev. Resp. Dis. 117 (1978), S. 845- 852
- [65] **Lebowitz, M. D./ Sherrill, D.L./ Kaltenborn, W./ Burrows, B.:**
Peak expiratory flow from maximum expiratory flow volume curves in a community population: cross-sectional and longitudinal analyses.
In: Eur. Resp. J. Suppl. 24 (1997), S. 29- 38
- [66] **Lebowitz, M.D./ Knudson, M.D./ Robertson, M.S./ Burrows, M.D.:**
Significance of intraindividual changes in Maximum Expiratory Flow Volume and Peak expiratory flow measurements.
In: Chest 81 (1982), S. 566-570
- [67] **Leech, J.A./ Ghezzi, H./ Stevens, D./ Becklake, M.R.:**
Respiratory pressures and function in young adults.
In: Am. Rev. Respir. Dis. 128 (1983), S. 17-23
- [68] **Liistro, G./ Stanescu, D./ Dooms, G./ Rodenstein, D./ Veriter, C.:**
Head position modifies upper airway resistance in men.
In: J. Appl. Physiol. 64 (1987), S. 1285-1288
- [69] **Lillie, J.C.:**
Pulmonary function before and after arytenoidektomie.
In: Arch. Otolaryngol. 80 (1964), S. 170-173
- [70] **Löser, S.:**
Systematische Modelluntersuchung zur Auswirkung von Stenosen und Trachealkanülen auf Atemstrom und Atemwiderstand in Kehlkopf und Trachea.
Düsseldorf, Univ., Diss. (1994)

- [71] **Maaßen, W./ Konietzko, N.:**
Ätiologie, Diagnostik und Therapie der Trachealstenosen.
In: Med. Welt 28 (1977), S. 1008- 1011
- [72] **Macha, H.N./Hartwin, O./ Huckauf, H./ Lode, H./ Wunderlich, H.J.:**
Lungenfunktionsdiagnostik extrathorakaler Stenosen.
In: Atemwegs.- u. Lungenkrankheiten 5 (1979), S. 262- 266
- [73] **Marek, W./ Huber, H./ Baur, X.:**
Obstruktive Ventilationsstörungen.
In: Allgemeine Aspekte der Lungenfunktionsprüfung (1997), Muenchen, S. 60-65
- [74] **Matthys, H.:**
Lungenfunktion als Grundlage der Diagnostik.
In: Prax. Pneumol. 29 (1975), S. 71-76
- [75] **Melissinos, C.G./ Mead, J.:**
Maximum expiratory flow changes induced by longitudinal tension on trachea in normal subjects.
In: J. Appl. Physiol. 43 (1977), S. 537-544
- [76] **Miller, R.D./ Hyatt, R.E.:**
Obstructing lesions of the larynx and trachea: clinical and physiologic characteristics.
In: Mayo Clin Proc 44 (1969), S. 145-161
- [77] **Miller, R.D./ Hyatt, R.E.:**
Characteristics of flow-volume loops in obstructive lesions of the trachea and larynx.
In: Am. Rev. Resp. Dis. 105(1972) , S. 988
- [78] **Miller, R.D./ Hyatt, R.E.:**
Evaluation of obstructing lesions of the trachea and larynx by flow -volume loops.
In: Am. Rev. Resp. Dis. 108 (1973), S. 475-481
- [79] **Minnigerode, B.:**
Pathophysiologie der Stenosen von Kehlkopf und Trachea.
In: Arch. klein. Exp. Ohr.-, Nas.- u. Kehlk. Heilk. 199 (1971), S. 65-111
- [80] **Mlynski, G./ Skurk, A./ Fendel, F./ Haupt, H./ Kauf, H.:**
Klinische und experimentelle Untersuchungen zur Bewertung von Tracheal- und Kehlkopfstenosen im Hinblick auf plastische Eingriffe.
In: Zeitschr. f. Erkr. d. Atmungsorgane 134 (1971), S. 459-465
- [81] **Mollaret, P./ Lissac, J./ Aboulker, P./ Sterkers, M./ Bonnet, J.:**
Laryngo- tracheale Stenosen nach Tracheotomie.
In: Münch. Med. Wschr. 1 (1962), S. 168- 175
- [82] **Müller, A./ Herzau, M./ Litschko, P.:**
Wie zuverlässig ist die Vermessung von Trachealstenosen mittels Computertomographie.
In: Laryngo-Rhino-Otol 79 (2000), S. 591-594,

- [83] **Nolte, D./ Ulmer, W.T.:**
Die Strömungswiderstände im normalen Tracheobronchialbaum und bei obstruktiven Atemwegserkrankungen.
In: Beitr. Klin. Tuberk. Lungenkrank. 136 (1967), S. 320-329
- [84] **Owens, G.R./ Murphy, D.M.F.:**
Spirometric diagnosis of upper airway obstruction.
In: Arch. Intern. Med. 143 (1983), S. 1331- 1334
- [85] **Paggiaro, P.L./ Moscato, G./ Giannini, D./ Franco, A. D./ Gherson, G.:**
Relationship between peak expiratory flow (PEF) and FEV1.
In: Eur. Respir. J. Suppl. 24 (1997), S. 39-41
- [86] **Petro, W./ Gaag, Ch. Van der/ Konietzko, N./ Maassen, W.:**
Functional diagnosis in surgery of the large airways.
In: Thorac. Cardiovasc. Surg. 31 (1983), S. 355- 358
- [87] **Petro, W./ Konietzko, N.:**
Atlas der pulmonalen Funktionsdiagnostik (1989), Darmstadt
- [88] **Pierce, R.J./ Rochford, P.D./ Johns, D.P.:**
Clinical spirometry.
In: Med. J. Aust. 166 (1997), S. 658-63
- [89] **Pierson, D.J./ Dick, N.P./ Petty, T.L.:**
A comparison of spirometric values with subjects in standing position and sitting position.
In: Chest 70 (1976), S. 17-20
- [90] **Pride, N.B.:**
The assessment of airflow obstruction.
In: Brit. J. Dis. Chest 65 (1971), S. 135-169
- [91] **Quanjer, P.H./ Lebowitz, M.D./ Gregg, I./ Miller, M.R./ Pedersen, O.F.:**
Peak expiratory flow: conclusion and recommendation of a Working Party of the European Respiratory Society.
In: Eur Respir J 10: Suppl. 24 (1997), S. 2-8
- [92] **Reuben, M./ Cherniak, M.D.:**
Pulmonary function testing (1992), München
- [93] **Rodrigues, M.A./ Gillies, D./ Charters, P.:**
A biomechanical model of the upper airways for simulating laryngoscopy.
In: Comput. Methods, Biomech. Biomed. Engin. 4 (2001), S. 127-148
- [94] **Roncorni, A./ Goldman, E./ Puy, R.J.M.:**
Respiratory mechanics in upper airway obstruction.
In: Bull. Physiopath. Resp. 11 (1975), S. 803- 822

- [95] **Rotmann, H.H./ Liss, H.P./ Weg, J.G.:**
Diagnosis of upper airway obstruction by pulmonary function testing.
In: Chest 68 (1975), S. 796-799
- [96] **Rödel, R./ Rodenwaldt, J./ Hommerich, C.P.:**
Innere Oberflächen-Rekonstruktion laryngealer und trachealer Stenosen mittels Spiral-CT: Stellenwert eines neuen diagnostischen Verfahrens.
In: Laryngo-Rhino-Otol 79 (2000), S. 584-590
- [97] **Sackner, M.A.:**
Physiologic features of upper airway obstruction.
In: Chest 62 (1972), S. 414- 417
- [98] **Sanchis, J./ Diez-Betoret, J.L.:**
The pattern of resting breathing in patients with upper airway obstruction.
In: Eur. Respir. J. 3 (1990), S. 521- 526
- [99] **Scano, G./ Bruyns, J./ Vanderhoeft, P./ Meerhaege, A. van/ Sergysels, R.:**
Functional evaluation of tracheal stenosis before and after surgical management.
In: Respiration 42 (1981), S. 237- 242
- [100] **Schindl, R.:**
Trachealstenose.
In: Thoraxchir. Vask. Chir. 14 (1966), S. 574-577
- [101] **Schindl, R.:**
Meßmethode oberer Luftwegsstenosen.
In: Wien. Klin. Wochenschr. 79 (1967), S. 71-74
- [102] **Schönthal, H./ Kyambi, J.:**
Die Bedeutung der inspiratorischen Sekundenkapazität für die Diagnose von stenosierenden Prozessen im Bereich des Kehlkopfes und der Trachea.
In: Z. Laryngol. Rhinol. Otol. 48 (1969), S. 427-435
- [103] **Schuchardt, P./ Schneider, W.D./ Gerhardt, H.J.:**
Zur Funktionsdiagnostik von Larynx- und Trachealstenosen durch die Bodyplethysmographie.
In: HNO-Praxis 6 (1981), S. 136- 144
- [104] **Schuchardt, P./ Horst, H./ Schneider, W.D./ Eckoldt, K./ Biedermann, F./ Jerzynski, P.:**
Funktionsdiagnostische Untersuchungen bei artifizieller Stenoseatmung gesunder Versuchspersonen in Korrelation zu Patienten mit Trachealstenosen.
In: Wiss. Zeitschr. D. Univ. Berlin (1984), S.154-157
- [105] **Schumann, K./ Weerda, H.:**
Zur kritischen Enge bei Kehlkopf und Trachealstenosen.
In: HNO 28 (1980), S. 43- 44

- [106] **Siemon, G./ Thoma, R.:**
Lungenfunktionsbefunde bei Stenosen der großen Atemwege.
In: Pneumologie 147 (1972), S. 263-267
- [107] **Siemon, G./ Thoma, R.:**
Funktionsdiagnostik bei Stenosen der großen Atemwege.
In: Prax. Pneumol. 30 (1976), S. 26-30
- [108] **Strauss, H.-J./ Scheel, W./ Bartel, M.:**
Vergleichende kinematographische, endoskopische und funktionsanalytische Untersuchungen zur präoperativen Beurteilung des Schweregrads von Trachealstenosen.
In: Z. Erkrank. Atm.org. 172 (1989), S. 130-142
- [109] **Topham, J.H./ Empey, D.W.:**
Practical assessment of obstruction in the larynx and trachea.
In: J. Laryngol. Otol. 88 (1974), S. 1185- 1193
- [110] **Ulmer, W.T./ Islam, M.S.:**
Stenoseatmung, hervorgerufen durch externe Stenosen und pharmakologische Bronchokonstriktion bei gesunden Versuchspersonen unterschiedlichen Alters im Vergleich zu Patienten mit Atemwegsobstruktion.
In: Z. Gesamt. Exp. Med. 156 (1971), S. 171-182
- [111] **Velebit, V./ Junod, A.F.:**
Tracheal stenosis and obstructive lung disease.
In: Lung 154 (1977), S. 140
- [112] **Vössing, M./ Waßermann, K./ Eckel, H.E./ Ebeling, O.:**
Die Peak-flow-Messung bei Patienten mit Kehlkopf - und Trachealstenosen.
In: HNO 43 (1995) , S. 70- 75
- [113] **Wanger, J.:**
Pulmonary function testing (1992), Stuttgart
- [114] **Waßermann, K./ Koch, A./ Warschkow, A./ Mathen, F./ Müller-Ehmsen, J./ Eckel, H.E.:**
Measuring in situ central airway resistance in patients with laryngotracheal stenosis:
In: Laryngoscope 109 (1999), S. 1516-1520
- [115] **Waßermann, K./ Eckel, H.E.:**
Funktionsdiagnostik zentraler Atemwegsstenosen.
In: HNO 47 (1999),S. 947-956
- [116] **Working Party:**
Standardisation of lung function tests.
In: Bull. Europ. Physiopath. Resp. 19 (1983), S. 7-27
- [117] **Yenault, I.C./ Englert, M./ Sergysels, R./ De Coster, A.:**
Upper airway stenosis: a physiologic study:
In: Am.. Rev. Respir. Dis. 108 (1973), S. 996- 1000

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönliche Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Dr. med. A. Müller und M. Schubert,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

LEBENS LAUF

Persönliche Daten

Name: Daniela Becker
Wohnort: Moltkestr. 49
67655 Kaiserslautern

Geburtsdaten: 20.11.1974 in Sömmerda

Schulbildung

9/1981 – 7/1987	Pestalozzi-Oberschule, Sömmerda
9/1987 – 7/1993	Staatliches Sportgymnasium "Pierre de Coubertin", Erfurt

Hochschulbildung

10/1993	Beginn des Medizinstudiums an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
8/1995	Ärztliche Vorprüfung
8/1996	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
8/1996	Beginn der Arbeit an der Dissertation
3/1999	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
4/1999 – 3/2000	Praktisches Jahr in den Bereichen Chirurgie (Kantonsspital Luzern/Schweiz), Hals-Nasen- Ohrenheilkunde (Universitätsklinik Jena), Innere Medizin (Universitätsklinik Jena)
6/2000	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
9/2001	Beendigung der Dissertation

Berufliche Tätigkeit

7/2000 – 12/2001	Ärztin im Praktikum, HNO- Klinik Westpfalz-Klinikum Kaiserslautern
ab 1/2002	Assistenzärztin, HNO- Klinik Westpfalz-Klinikum Kaiserslautern

Kaiserslautern, den 23.12.2001

Daniela Becker

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. A. Müller für die freundliche Überlassung des Themas und die wertvollen Anregungen und zahlreichen Ratschläge bei der Betreuung meiner Arbeit.

Dem Direktor der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde der Friedrich-Schiller-Universität Jena, Herrn Prof. Dr. med. habil. E. Beileites, danke ich für die Überlassung eines Arbeitsplatzes und der Nutzung der Untersuchungsgeräte an seiner Klinik.

Herrn M. Schubert danke ich für die Unterstützung und Ratschläge bei der Entwicklung der computergestützten Meßdatenauswertung sowie bei der Versuchsdurchführung.

Vielen Dank auch allen Probanden, die mit viel Mühe und Engagement die Grundlage meiner Arbeit bildeten.

Herzlichen Dank meiner Mutti, die mir das Studium der Medizin ermöglichte und mich all die Jahre mit viel Liebe und Geduld unterstützte.